

Möglichkeiten und Grenzen minimal-invasiver Schulterchirurgie

Habilitationsschrift
zur Erlangung der Lehrbefähigung
für das Fach Chirurgie

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Herrn Dr. Dr. med Max Josef Kääh

geboren am 25.09.1967 in München

Dekan: Prof. Dr. med. Martin Paul

Öffentlich-wissenschaftlicher Vortrag am: 17.01.2005

Gutachter: 1. Prof. Dr. med. H. W. Neumann, Univ. Magdeburg

2. Prof. Dr. M. Nerlich, Univ. Regensburg

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung.....	4
2	Dreidimensionaler Ultraschall zur Darstellung von Läsionen der Rotatorenmanschette	8
2.1	Einführung	9
2.2	Material und Methode	12
2.2.1	Patientenkollektiv und Studiendesign	12
2.2.2	Ultraschallkriterien	13
2.2.3	2D-Ultraschall	14
2.2.4	3D-Ultraschall	14
2.2.5	Statistische Analyse.....	15
2.3	Ergebnisse	20
2.3.1	2D-Ultraschall	20
2.3.2	3D-Ultraschall	21
2.3.3	Vergleich 2D-/3D-Ultraschall.....	22
2.3.4	Erweiterte Darstellungsmöglichkeiten 3D-Ultraschall	23
2.4	Diskussion	29
3	Biodegradierbare Implantate: Osteolysen nach klinischer Anwendung und experimentelle Untersuchungen	33
3.1	Einführung biodegradierbare Implantate.....	34
3.1.1	Biodegradierbare Materialien.....	36
3.1.2	Implantatdegradation	36
3.1.3	Biokompatibilität und Komplikationen	38
3.2	Osteolyse nach offener Schulterstabilisierung unter Verwendung eines biodegradierbaren Ankers	40
3.3	Knöcherne Einheilung von Poly-(L-co-D/L-Lactid) 70/30 und Titan-Fadenankern: tierexperimentelle Untersuchung am Schafsfemur	43
3.3.1	Einführung	43
3.3.2	Material und Methode	43
3.3.3	Ergebnisse.....	46
3.3.4	Diskussion	50
4	Die arthroskopische subacromiale Dekompression: 2 bis 9-Jahres Ergebnisse.....	52
4.1	Einführung	53
4.2	Patienten und Methode.....	56
4.2.1	Patientengut.....	56
4.2.2	Vergleich Telefonbefragung und Untersuchung.....	57
4.2.3	Datenerhebung und Untersuchungsscores	58
4.2.4	Operationstechnik.....	59
4.2.5	Statistische Methoden	59
4.3	Ergebnisse.....	61
4.3.1	Telefonbefragung/Untersuchung	61

4.3.2	Scores und VAS (Telefon- und Untersuchungsgruppe).....	61
4.3.3	Nebendiagnosen und schlechte Resultate.....	64
4.4	Diskussion	73
5	Winkelstabile Osteosynthese zur Versorgung proximaler Humerusfrakturen	77
5.1	Einführung Winkelstabile Implantate.....	78
5.2	Winkelstabile Implantate: Abhängigkeit der Schrauben-/Plattenstabilität vom korrekten Insertionswinkel der Schrauben	83
5.2.1	Einführung	83
5.3	Material und Methode	85
5.3.1	Ergebnisse	88
5.3.2	Diskussion	92
5.4	Die Stabilisierung proximaler Humerusfrakturen mit der winkelstabilen proximalen Humerus-Platte (PHP)	94
5.4.1	Einführung	94
5.4.2	Patienten und Methoden.....	97
5.4.3	Ergebnisse	100
5.4.4	Diskussion	108
6	Zusammenfassung	112
	Literaturverzeichnis	115

1 Einführung

Fortschritte und Veränderungen in der Chirurgie verlaufen nicht kontinuierlich, sondern eher in Phasen. So war in den achtziger und neunziger Jahren eine deutliche Zunahme an minimal-invasiven bzw. arthroskopischen operativen Eingriffen in der Chirurgie der Schulter zu verzeichnen. Bei dieser überwiegend positiven Entwicklung gab es jedoch auch zahlreiche Fehlschläge.

Einzelne Veränderungen und neue Möglichkeiten in der Diagnostik und Therapie von Schultererkrankungen sollen in dieser Arbeit mit ihren Möglichkeiten und Grenzen bzw. Komplikationen aufgezeigt werden.

Die Magnetresonanztomografie (MRT) hat sich in den vergangenen zehn Jahren zu einer Routineuntersuchung der Schulter entwickelt. Durch eine kontinuierliche technische Weiterentwicklung und mit dem Einsatz hochauflösender Geräte wurde meist eine sehr gute Schnittbilddarstellung zur strukturbezogenen Diagnostik möglich.

Daher wird beispielsweise zur bildgebenden Diagnostik von Läsionen der Rotatorenmanschette die MRT meist der Sonografie vorgezogen. Ein Grund hierfür ist, dass es zum Teil schwierig ist, standardisierte statische Sonografie-Bilder zu gewinnen, was die reproduzierbare, untersucherunabhängige diagnostische Information verringert.

Häufig jedoch wird die MRT unkritisch ohne vorausgehende klinische und andere bildgebende Untersuchung und unter Vernachlässigung des Kostenfaktors durchgeführt. So stehen den Kosten von ca. 25 Euro für eine Schultersonografie die Kosten von ca. 500 Euro (nach der Gebührenordnung für Ärzte, GOÄ) für ein Schulter-MRT mit Kontrastmittelgabe gegenüber. Im Jahr 2000 wurden in Berlin für ca. 3.5 Mio. Euro ambulante MRT der Schulter durchgeführt (für gesetzliche und Ersatzkassen; Angaben der Kassenärztlichen Vereinigung Berlin).

Ziel war es, zu analysieren, ob mit der dreidimensionalen (3D) Sonografie eine adäquate Darstellung der Rotatorenmanschette möglich ist. Ferner sollte untersucht werden, ob mit einem standardisierten 3D-Ultraschall die Probleme des 2D-Ultraschall minimiert werden und damit die Sensitivität zur Diagnostik von Komplet- und Partialrupturen im Vergleich zum 2D-Ultraschall zu verbessern ist.

Neben der Einführung neuer bildgebender Verfahren in der Schulterdiagnostik fanden seit Beginn der neunziger Jahre auch zahlreiche meist minimal-invasiv durchgeführte Operationstechniken zum Teil mit Verwendung neuer Implantate Verbreitung.

So wurden in den vergangenen Jahren zunehmend biodegradierbare Implantate zur Refixation von abgerissenen Bändern oder Sehnen eingesetzt. Das Prinzip biodegradierbarer Implantate ist, eine sichere initiale Refixationsfestigkeit und im Weiteren einen kontinuierlichen Implantatabbau und Ersatz durch das umgebende Gewebe zu ermöglichen. Ein wesentlicher Vorteil biodegradierbarer Implantate besteht darin, dass keine Implantatentfernung erforderlich ist, die MRT-Bildgebung nicht beeinträchtigt wird und die Revisions-Chirurgie problemloser ist. Neben diesen Vorteilen wurden jedoch auch zahlreiche Komplikationen bei Verwendung dieser Implantate beschrieben. So können bei der Verwendung solcher Anker ossäre Reaktionen auftreten.

Auf der Grundlage von Komplikationen bei einer klinischen Anwendung biodegradierbarer Anker bei der Refixation des Kapsel-Labrum-Komplexes sollten die frühen Reaktionen des umgebenden Gewebes auf einen Poly-(L-co-D/L-Lactid) 70/30 Anker im Vergleich zu einem Titananker im Schafsknochen analysiert werden.

Ende der achtziger Jahre wurde die offene anteriore Acromioplastik zur Therapie subacromialer Schmerzsyndrome durch die arthroskopische subacromiale Dekompression (ASD) ersetzt. Diese minimal-invasiv durchgeführte Technik ist als Standardverfahren akzeptiert und galt anfangs vielfach als allgemein gültiges Therapieschema für subacromiale Schmerzsyndrome. Die ASD wurde dabei zum Teil unkritisch und ohne vorausgegangene differenzierte klinische und bildgebende Diagnostik als Routineeingriff durchgeführt.

Es sollten die eigenen Ergebnisse der seit 1993 an unserer Klinik durchgeführten ASD unter Berücksichtigung verschiedener Nebendiagnosen analysiert werden. Um eine höhere Nachuntersuchungsrate bei dieser Langzeitstudie zu ermöglichen, stellte sich die Frage, ob verschiedene Schulter-

Scores und subjektive Untersuchungsparameter (VAS, Visuelle-Analog-Skala) auch telefonisch valide erhoben werden können.

Besondere Anforderungen an die Therapie stellen dislozierte Humeruskopffrakturen. Bezüglich der operativen Versorgung gibt es hier keinen generellen Konsens. Es stehen verschiedene Verfahren mit unterschiedlich hoher Komplikationsrate zur Verfügung. Die Erfahrungen bei der Versorgung distaler Femur- und proximaler Tibiafrakturen zeigte, dass mit der winkelstabilen Osteosynthese eine weichteilschonende und minimal-invasive Frakturstabilisierung bei niedriger Komplikationsrate möglich war.

In der vorliegenden Studie sollten die Ergebnisse der Behandlung proximaler Humerusfrakturen nach offener Reposition und operativer Versorgung mit winkelstabiler Osteosynthese prospektiv untersucht werden. Um eine sichere Verankerung winkelstabiler Schrauben zu erreichen, ist eine korrekte Positionierung der Schraube in der Platte erforderlich. In biomechanischen Testungen wurde analysiert, ab welcher Abweichung des Insertionswinkels winkelstabiler Schrauben eine Verminderung der Stabilität der Schrauben-/Plattenverbindung resultiert.

Im Folgenden werden nun die Studien über den dreidimensionalen Ultraschall, die biodegradierbaren Anker, die klinischen Ergebnisse nach ASD und die winkelstabilen Implantate zur Versorgung proximaler Humerusfrakturen dargestellt.

2 Dreidimensionaler Ultraschall zur Darstellung von Läsionen der Rotatorenmanschette

2.1 Einführung

Läsionen der Rotatorenmanschette sind häufige Erkrankungen und erfordern eine differenzierte Therapie. Sie richtet sich nach dem Alter der Patienten, dem funktionellen Anspruch und der Lokalisation und Größe der Ruptur. Zur Planung der Therapie ist eine frühzeitige und genaue Diagnostik erforderlich [57]. Dabei sollte die Untersuchung schnell, sicher und kostengünstig sein.

Die klinische Untersuchung ist mit einer Treffsicherheit von 79% bis 90% von großer Bedeutung [76], jedoch lassen sich hier keine Aussagen über die Größe einer Läsion machen. Die bildgebende Diagnostik erfolgt mit MRT (Magnet-Resonanz-Tomografie) und zweidimensionalem Ultraschall. In der Literatur wird für beide Verfahren eine Sensitivität von 75-100 % angegeben (Tabelle 2-1, Tabelle 2-2). Da die MRT zwar eine hohe Treffsicherheit aufweist, jedoch mit vergleichsweise hohen Kosten verbunden ist, wird von manchen Autoren die MRT bei diagnostischer Unsicherheit nach vorausgegangener Sonografie empfohlen [165].

Die konventionelle Sonografie ist ein etabliertes diagnostisches Verfahren bei Läsionen der Rotatorenmanschette [50]. Erstmals wurde die Sonografie der Rotatorenmanschette von Crass 1984 beschrieben [39]. Im Durchschnitt wird eine Sensitivität von 90% angegeben (Tabelle 2-1) [42,73,97,194,200,206,231,235], z.T. werden auch hohe Sensitivitäten von bis zu 100% beschrieben [231]. Jedoch gibt es auch Studien mit vergleichsweise niedriger Sensitivität (bis 36%) [127,147]. Daraus ergibt sich ein etwas uneinheitliches Bild für die Treffsicherheit der Sonografie. Die Ursache ist in dem zum Teil unterschiedlichen Patientenkollektiv, der variablen Größe der Rupturen, der Erfahrung und Anzahl der Untersucher und der Verwendung verschiedener Ultraschallkriterien der Studien zu finden.

Von vielen Autoren werden auch Limitationen der Sonografie angegeben, welche die unterschiedlich hohe Treffsicherheit der verschiedenen Studien erklären können. Als Nachteile der Sonografie werden aufgeführt: 1) die Untersucherabhängigkeit verbunden mit der notwendigen Erfahrung des

Untersuchers, 2) die Ebenenabhängigkeit mit z.T. erschwerter Orientierung, 3) das Problem der Standardisierung und von Messungen und 4) die erschwerte Darstellung von Partialrupturen [66,75,209]. Insbesondere bezüglich der Diagnostik von Partialrupturen ist die Literatur uneinheitlich. So wird in der Literatur zum Teil eine geringere Sensitivität für die Diagnostik von Partialrupturen im Vergleich zu Totalrupturen beschrieben [7,50,209,235]. Für die Planung der Therapie wäre jedoch eine höhere Sensitivität zur Diagnostik von Partialrupturen wünschenswert [135].

Eine Möglichkeit der verbesserten sonografischen Darstellung von Weichteilen ist der Einsatz dreidimensionaler (3D) bildgebender Verfahren. Die bildliche Umsetzung dreidimensionaler Organe ist in konkurrierenden Verfahren (CT und MRT) bereits etabliert. Jedoch ist dies aufwendig und zum Teil mit erhöhter Strahlung und höheren Kosten verbunden. Auch in der Sonografie gibt es Ansätze zur 3D-Darstellung. In der Gynäkologie [137,95] ist der 3D-Ultraschall (3D-US) ein etabliertes Verfahren. In der Orthopädie wurde der 3D-Ultraschall zur Darstellung der Säuglingshüfte [192] und des übrigen Bewegungsapparates beschrieben [84]. Auch wurde er zur Diagnostik von Menisksläsionen eingesetzt [172]. Zur Diagnostik von Läsionen der Rotatorenmanschette wurde der 3D-US experimentell untersucht [219,220]. In dieser Studie von Wallny et al. zeigte der 3D-Ultraschall eine höhere Sensitivität als der 2D-Ultraschall (100% versus 91,7%).

Ziel dieser Studie war, die Sensitivität von 3D- im Vergleich zu 2D-Ultraschall zur Diagnostik von Rotatorenmanschettenläsionen insbesondere von Partialrupturen zu untersuchen und die Möglichkeit anderer erweiterter Darstellungsformen von Läsionen der Rotatorenmanschette mit dem 3D-US zu prüfen.

Tabelle 2-1: Übersicht Studien 2D-Ultraschall zur Diagnostik von Komplett- und Teiltrupturen der Rotatorenmanschette [%]

	Pat.-Anzahl	Sensitivität	Spezifität	PPW*	NPW**	Treffsicherheit
Vorliegende Studie 2D-US	114	93	76	87	86	86
Vorliegende Studie 3D-US	114	97	75	88	93	89
Chang 2002[33]	43	87	100	100	75	90
Hedtmann 2002[73]	1227	95	95	87	92	95
Zehetgruber 2002[235]	91	87	83	79	90	85
Martin-Hervás 2001[127]	61	58	100	100	76	-
Drumm 2001[42]	54	78	91	56	29	78
Teefey 2000[209]	98	100	85	86	100	96
Kenn 2000[97]	40	69	93	82	86	85
Swen 1998[206]	48	86	88	86	88	88
Sonnabend 1997[194]	110	84	92	88	90	89
Sperner 1993[200]	375	91	89	96	75	90
Wiener 1993[231]	225	92	99	99	96	97

*PPW= positiv prädiktiver Wert, **NPW= negativ prädiktiver Wert

Tabelle 2-2: Übersicht Studien MRT zur Diagnostik von Kompletttrupturen der Rotatorenmanschette [%]

	Pat.-Anzahl	Sensitivität	Spezifität	PPW*	NPW**	Treffsicherheit
Martín-Hervás 2001 [129]	61	81	97	96	87	-
Kenn 2000 [97]	40	92	93	86	96	93
Swen 1999 [205]	21	81	88	91	74	83
Balich 1997 [7]	222	90	95	84	98	94
Quinn 1995 [164]	100	85	99	94	96	96
Farley 1992 [49]	112	70	96	86	89	89

*PPW=positiv prädiktiver Wert, **NPW= negativ prädiktiver Wert

2.2 Material und Methode

2.2.1 Patientenkollektiv und Studiendesign

Insgesamt 114 Patienten mit klinischem Verdacht auf eine Läsion der Rotatorenmanschette wurden in die Studie eingeschlossen. Das Patientenkollektiv umfasste 39 Frauen (34,2 %) und 75 Männer (65,8 %) mit einem Durchschnittsalter von 48,9 +/- 15,2 Jahren. Bei 61 Patienten (53,5 %) war der dominante Arm betroffen, 61 Patienten erlitten vor Beschwerdebeginn ein Trauma.

Zwei Untersucher führten innerhalb von zwei Wochen vor der Operation eine 2D- und 3D-Ultraschalluntersuchung durch. Die Untersucher haben dabei voneinander unabhängig sonografiert, die Ergebnisse nicht ausgetauscht und sich bei der Untersuchung auf ein Ergebnis festgelegt. Die Untersucher waren für die Diagnose, die Vorgeschichte, die klinischen Untersuchungsergebnisse oder etwaige MRT-Befunde geblindet und führten randomisiert die 2D- oder 3D-Ultraschalluntersuchung durch. Sie waren erfahren in der Ultraschalluntersuchung und hatten vor Beginn der Studie mehr als 200 Schultersonografien selbstständig durchgeführt und einen Kurs über die Sonografie des Bewegungsapparates abgelegt.

Die Untersuchung wurde am sitzenden Patienten durchgeführt. Der Arm des zu Untersuchenden hing frei herab oder war im Ellenbogengelenk um 90° gebeugt. Die Sonografie wurde im Seitenvergleich durchgeführt. Eine Bewertung der Befunde wurde während der Untersuchung durchgeführt und mit Papiausdrucken der Bilder auf einem Studienbogen dokumentiert.

Der intraoperative Befund war der goldene Standard. Bei allen Patienten wurde eine Arthroskopie durchgeführt, wobei über einen anterioren Arbeitszugang mit einem Tasthaken der Zustand der Rotatorenmanschette überprüft wurde. Bei

42 Patienten wurden offene Rekonstruktionen durchgeführt. Eine Dokumentation der Defektgröße erfolgte dann mit arthroskopischen Bildern bzw. Bildern der offenen Rekonstruktion. Die Operateure (zwei Fachärzte) kannten die sonografischen Ergebnisse, hatten die Sonografie aber nicht selbst durchgeführt.

Die Rupturen wurden nach Snyder [190] jeweils mit Angabe der Ausdehnung des Defekts (Grad 1-4) klassifiziert (Tabelle 2-3). Eine quantitative Messung der Größe des Defektes erfolgte nicht. Es wurden nur Läsionen von Supra- und Infraspinatussehne in die Studiauswertung einbezogen.

Tabelle 2-3: Arthroskopische Klassifikation von Rotatorenmanschettenrupturen nach Snyder [190]

A	Partialläsion artikulärseitig
B	Partialläsion bursaseitig
C	Komplette Ruptur
Grad 0	Normalbefund
Grad 1	punktförmig, < 1 cm
Grad 2	1- 2 cm
Grad 3	2- 3 cm
Grad 4	< 3 cm, massive, komplexe Ruptur

2.2.2 Ultraschallkriterien

Sowohl für 2D- als auch für 3D-Ultraschall galten die sonomorphologischen Kriterien für eine Ruptur (Tabelle 2-4). Nach dem 2-Kriterien-Modell wurden *formale Veränderungen* (Kaliberschwankung, Stufenbildung, Konturumkehr der Grenzschicht der Rotatorenmanschette und fehlende Darstellung der Rotatorenmanschette) und *Strukturveränderungen* bzw. Abweichungen der Echogenität (hyper- und hypoechogene Zonen) in zwei Ebenen beurteilt [72,75,100]. Der auffälligste Befund wurde als Diagnosekriterium und, ein zweiter Befund als Bestätigungskriterium bezeichnet. Diagnose- und Bestätigungskriterium konnten identisch sein, mussten aber in zwei verschiedenen Gelenk- oder Schallkopfpositionen darstellbar sein.

Für eine *Partialruptur* war ausschlaggebend: fokale hypoechogene Zone innerhalb der Sehne, hypoechogene Diskontinuitäten in zwei Ebenen und ein nicht die Kontinuität unterbrechender Defekt von ca. 20-50% der Gesamtdicke der Rotatorenmanschette.

Für eine *Komplettruptur* mussten folgende Kriterien erfüllt sein: Hypoechogene Zone über die gesamte Höhe der Sehne und der Rissränder oder Annäherung des Deltoideus-Muskels an den Humeruskopf.

Tabelle 2-4: Kriterien zur Beurteilung der Rotatorenmanschette (RM)

Formale Kriterien	Kaliberschwankung Stufenbildung Konturumkehr Bursagrenzschicht fehlende Darstellung RM
Strukturveränderungen (Echogenitätsveränderungen)	hypoechogene Zone hyperechogene Zone Inhomogenität zonale Veränderung

2.2.3 2D-Ultraschall

Es wurde ein 7,5-10-MHz-Schallkopf verwendet. Die standardisierte 2D-Ultraschalluntersuchung erfasste drei Regionen (ventral, lateral-superior und dorsal). In jeder Region wurden Longitudinal- und Transversalschnitte mit innen- und außenrotiertem Arm statisch und dynamisch angefertigt [177,178]. Im ventralen Bereich entsprach dies den von Hedtmann beschriebenen Standardschnitten (Hedtmann I = parallel zur coracoakromialen Linie, Hedtmann II = annähernd senkrecht zur Position I) [157,181]. Die Kriterien für eine Läsion mussten in zwei aufeinander senkrecht stehenden Ebenen darstellbar sein.

2.2.4 3D-Ultraschall

Für den 3D-Ultraschall wurde ein Kretz Voluson 530D (Firma Kretztechnik, Zipf, Österreich) mit einem 8,5 MHz Volumenschallkopf verwendet (Abb 2-1). Die

Einstellung einer „region of interest“ (ROI) erfolgte über ein Bild zentriert auf den läsionsverdächtigen Bereich, der dann das mittige Bild des zu erfassenden Volumenkörpers bildete. Konnte kein läsionsverdächtiger Bereich dargestellt werden, wurde der Volumenschallkopf zunächst in einer standardisierten anterolateralen Ebene bei leicht innenrotiertem Arm positioniert (Hedtmann II-Stellung, anterolateral), um den größten Einblick auf die Rotatorenmanschette zu gewinnen. Im Weiteren wurde eine Position etwas weiter dorsal im Übergang zur Infraspinatussehne gescannt.

Zur Erhebung der Ultraschalldaten tastete eine elektronische Breitbandsonde mit integrierter Schwenkmechanik die ROI ab und nahm dabei eine Vielzahl von Scanebenen auf (Abb. 2-2). Die Aufnahme startete vom Rand der Sonde bei einer Scanbreite von 40mm. Der Schallwinkel betrug 25°. Um eine hohe Auflösung zu erreichen, wurde eine langsame Aufnahmegeschwindigkeit (3 bis 5 Sekunden) gewählt. In dieser Zeit mussten Sonde und Objekt möglichst unbewegt bleiben, um Artefakte zu vermeiden. Eine Real-Zeit-Darstellung des Scanvorgangs ermöglichte eine direkte Qualitätskontrolle der Aufnahme. Nur bei guter Qualität dieser Bilder wurde auch ein verwertbarer Volumenkörper aufgezeichnet. Die Volumendaten wurden digital gespeichert.

Die Software des Systems ermöglichte eine Darstellung und Beurteilung der gespeicherten Ultraschalldaten. Die Auswertung erfolgte unmittelbar am Bildschirm des Ultraschallgerätes oder später an einem PC. Die Auswertung der Bilder erfolgte insbesondere in der 3-Ebenen-Ansicht (Abb. 2-3).

Im Weiteren wurde untersucht, ob Darstellungsmöglichkeiten wie Nischenmodusansicht, Volumen- bzw. Vocalmode und eine plastische Oberflächendarstellung (Rendering) (Abb 2-4, Abb. 2-5) geeignet waren.

2.2.5 Statistische Analyse

Die 2D- und 3D-Ultraschallergebnisse wurden mit den operativen Befunden in Bezug auf Vorhandensein oder nicht Vorhandensein einer Komplet- oder Partialruptur verglichen. Sensitivität, Spezifität, positiv prädiktiver Wert (PPW),

negativ prädiktiver Wert (NPW) und Treffsicherheit wurden analysiert. Der Vergleich von 2D- und 3D-US wurde mit dem Chi-Quadrat-Test (gewichtete Signifikanz) getestet. Es wurden die Durchschnittswerte von 2D- und 3D-US dargestellt und die Zuverlässigkeit mit Kappa-Statistik untersucht.



Abb. 2-1
3D-Ultraschallkopf 530 MD Voluson

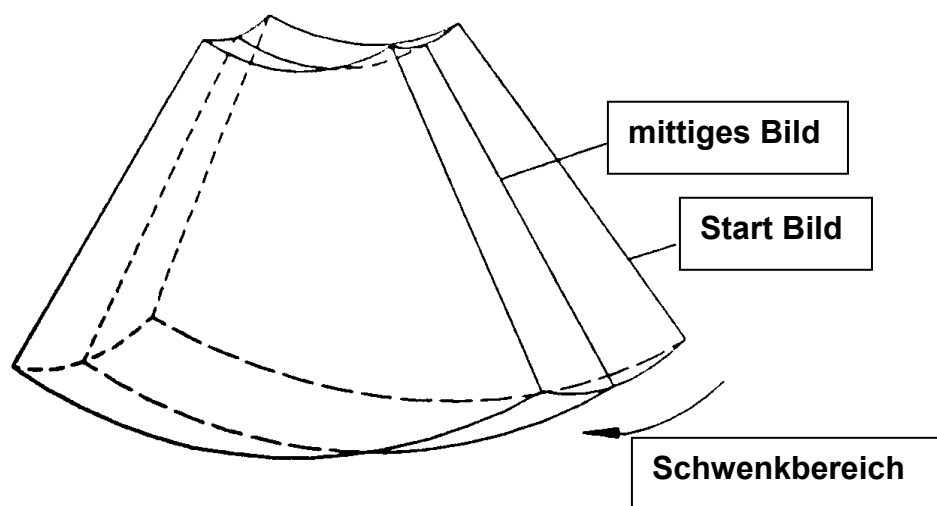


Abb. 2-2
3D-Scanebene

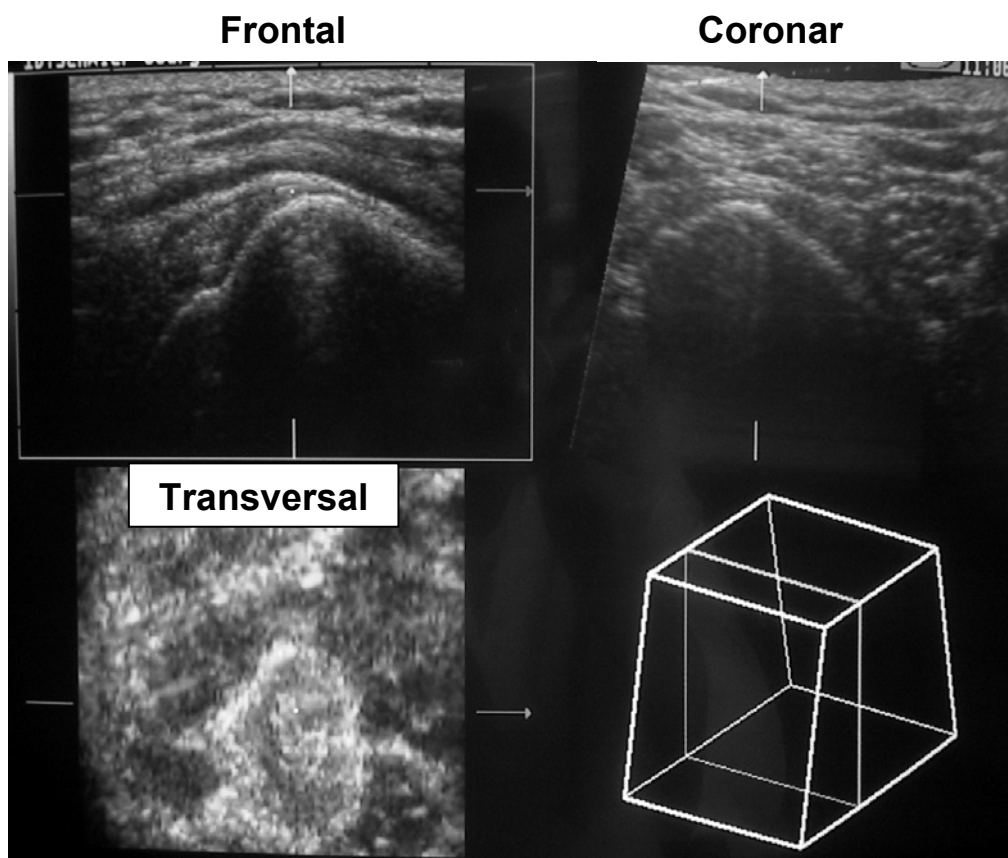


Abb. 2-3

Drei-Ebenen-Ansicht:

Es werden die Daten in drei zueinander orthogonalen Ebenen abgebildet: longitudinal, transversal und in der C-Ebene (parallel zum Schallkopf). Durch die Referenzbildwahl kann die Box in jeder Ebene, d.h. in jedem der drei B-Bilder, durchfahren werden, wobei die korrespondierenden Ebenen in den anderen zwei Bildern erscheinen. Die Ebenen können desweiteren um die drei Achsen (x, y und z) rotiert und entlang dieser verschoben werden (Translation).

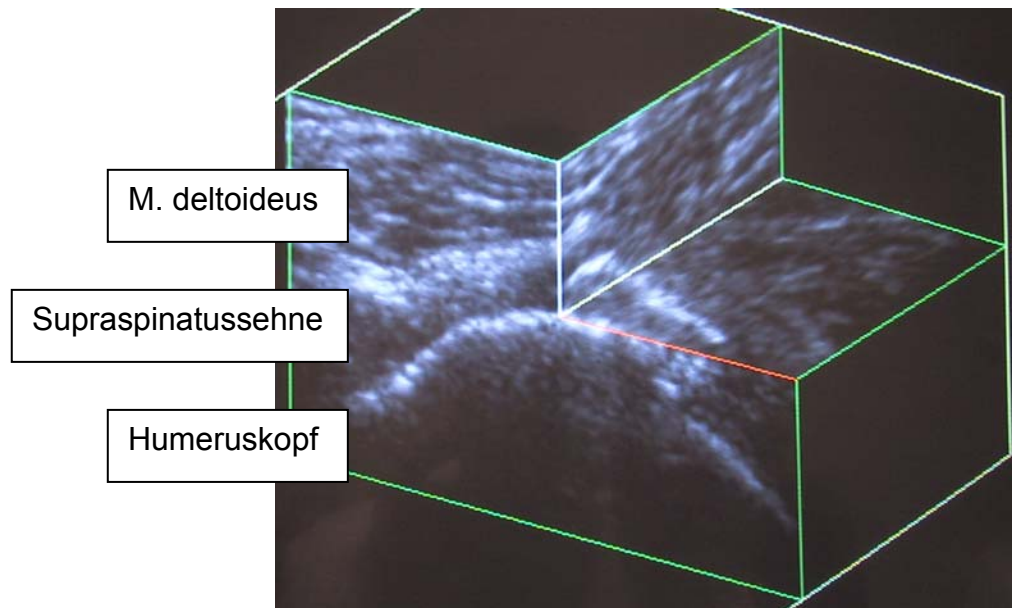


Abb. 2-4

Im Nischenmodus werden die drei Teilbilder A, B und C zu einer 3D-Schnittansicht zusammengefügt. Das Durchfahren der Ebenen ist möglich. Die räumliche Orientierung fällt leichter, da die Bilder einander direkt ergänzen.

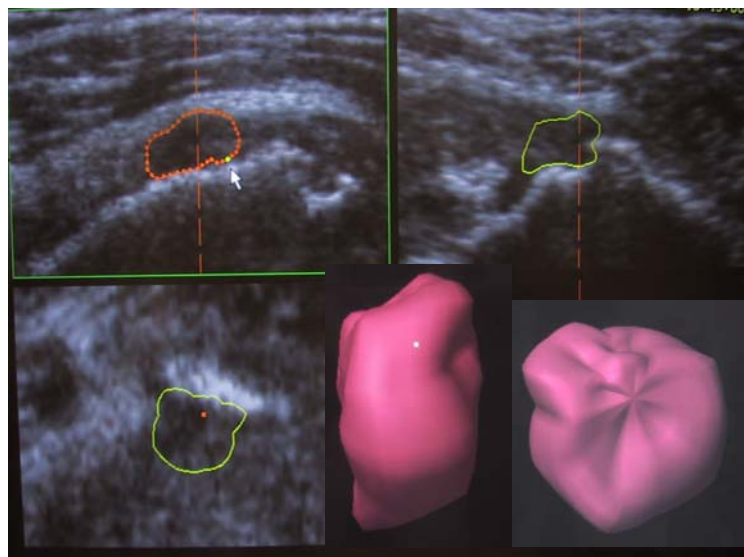


Abb. 2-5

Im Vocalmodus ist das Ausmessen von Defekten der Rotatorenmanschette möglich.

2.3 Ergebnisse

Bei den 114 Patienten wurden 52 komplette Rupturen, 21 Partialrupturen und in 41 Fällen kein Defekt der Rotatorenmanschette diagnostiziert. Das Durchschnittsalter der Patienten mit Totalruptur betrug 57,3 (\pm 10,4) Jahre, derjenigen mit Partialruptur 48,8(\pm 12,4) Jahre und das der Patienten ohne Ruptur 38,2(\pm 15,4) Jahre.

2.3.1 2D-Ultraschall

Der 2D-Ultraschall zeigte bei 31 von 41 Patienten keine Anzeichen für eine Ruptur. Eine Totalruptur wurde bei 49 der 52 Patienten mit kompletter Ruptur diagnostiziert, bei 16 von 21 Patienten wurde eine Teilruptur festgestellt. Die fünf nicht erkannten Partialrupturen wurden in 20% der Fälle als komplette Ruptur und in 80% der Fälle als keine Ruptur diagnostiziert. Zwei der nicht erkannten Totalrupturen wurden als Teilrisse gewertet und eine als keine Läsion. Daraus ergab sich eine Sensitivität für komplette Rupturen von 94,2%, für Teilrupturen von 76,2% bei einer Spezifität von 93,4% bzw. 90,3% (Tabelle 2-5). Die Treffsicherheit für Totalrupturen betrug 94%, für Partialrupturen 88%. Die prädiktiven Werte waren bis auf eine Ausnahme hoch (86-95%). Eine Ausnahme bildete der positive Vorhersagewert für Partialrupturen. Dieser zeigte mit 64%, dass bei 36% der Patienten eine Teilruptur diagnostiziert wurde, wo keine bestand. Sieben dieser Patienten hatten keine Ruptur, zwei Patienten zeigten eine Totalruptur.

Tabelle 2-5: 2D- und 3D-Ultraschall

	Sensitivität	Spezifität	PPW	NPW	Treffsicherheit
	2D/3D	2D/3D	2D/3D	2D/3D	2D/3D
Gesamt	93/97	76/75	87/88	86/93	86/89
Totalrupturen	94/96	93/94	92/93	95/97	93/95
Partialrupturen	76/90	90/91	64/70	94/98	87/91

PPW=positiver prädiktiver Wert, NPW=negativer prädiktiver Wert

2.3.2 3D-Ultraschall

Im 3D-Ultraschall wurde in 31 von 41 Fällen keine Ruptur diagnostiziert. In den zehn abweichenden Fällen wurde bei acht Fällen für eine Teilruptur, bei zwei für eine Komplettruptur entschieden. Die Partialrupturen und die kompletten Rupturen wurden bei 19 von 21 bzw. 50 von 52 Patienten richtig erkannt. Zwei Partialrupturen wurden als Totalrupturen gewertet, zwei Totalrupturen als keine Läsion. Bei zwei degenerativ veränderten Rotatorenmanschetten, die als Totalrupturen gewertet wurden, konnte keine Ruptur nachgewiesen werden. Zwei arthroskopisch gesicherte kleine Totalrupturen wurden im Ultraschall als degenerative Ausdünnungen gewertet. Im Vergleich zur 2D-Sonografie wurde im dreidimensionalen Verfahren kaum unterschätzt, d.h. Partialrupturen wurden nicht als keine Rupturen gewertet, sondern als komplette Rupturen und die Mehrzahl der falsch diagnostizierten Patienten ohne Läsion als Partialläsion eingestuft. Lediglich die Totalrupturen wurden in zwei Fällen unterschätzt.

Es ergab sich eine Sensitivität von 90,5% für Partial- und 96,2% für Totalrupturen, bei einer Spezifität von 91,4% bzw. 93,5%. Der positive Vorhersagewert von 70,4% für Teilrupturen zeigte, dass fast 30% der diagnostizierten Teilrupturen keine oder komplette Rupturen waren. Der negative Vorhersagewert (97,7% vs. 96,7%) zeigte, dass mit hoher Genauigkeit festgestellt wurde, welche Patienten keine Total- oder Partialrupturen hatten. Die Treffsicherheit betrug 91,3% für Partial- und 94,8% für Totalrupturen. Ein Beispiel ist in Abb. 2-6 dargestellt.

2.3.3 Vergleich 2D-/3D-Ultraschall

Der Vergleich zwischen dem 2D- und 3D-Ultraschall ergab keinen statistisch signifikanten Unterschied für die Diagnostik von Komplet- und Partialrupturen der Rotatorenmanschette ($p=0.515$, Chi-Quadrat-Test). Auffällig war, dass das 2D-Verfahren bei den korrigierten Residuen im richtig positiven Bereich überwiegend negative Werte, im falsch negativen Bereich mehr positive aufwies als der 3D-US. Das bedeutete, dass der 2D-US im Vergleich zum 3D-US zu wenig richtige und zu viele falsche Ergebnisse beinhaltete. Der Unterschied war jedoch gering und nicht signifikant. Die Diagnostik von Partialrupturen zeigte ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen 2D- und 3D-Ultraschall ($p=0,658$) und ebenso nicht für die Totalrupturen ($p=0,976$).

Der Kappa-Index (das Maß der Übereinstimmung zweier Tests bezüglich einer Alternative an denselben Objekten) war sehr hoch. Das Maß der Übereinstimmung der beiden Verfahren (Kappa) war mit 0,806 bei den Komplettrupturen am größten. Für alle Läsionen betrug es 0,647 und für Partialrupturen war es mit 0,507 am kleinsten. Letzteres bedeutet eine deutliche Übereinstimmung der beiden Ultraschallmethoden bei der Diagnostik von Partialrupturen und eine starke Übereinstimmung für Totalrupturen (Tabelle 2-6).

Tabelle 2-6: Kappa Index

	p-Wert	Kappa (Konfidenzintervall)		Gewichtetes Kappa (Konfidenzintervall)	
2D-US	0,581	0,835	0,752-0,918	0,9	0,834-0,966
3D-US	0,125	0,929	0,861-0,996	0,971	0,943-0,999

Kappa	Übereinstimmung
<0,10	keine
0,10-0,40	schwache
0,41-0,60	deutliche
0,61-0,80	starke
0,81-1	fast vollständige

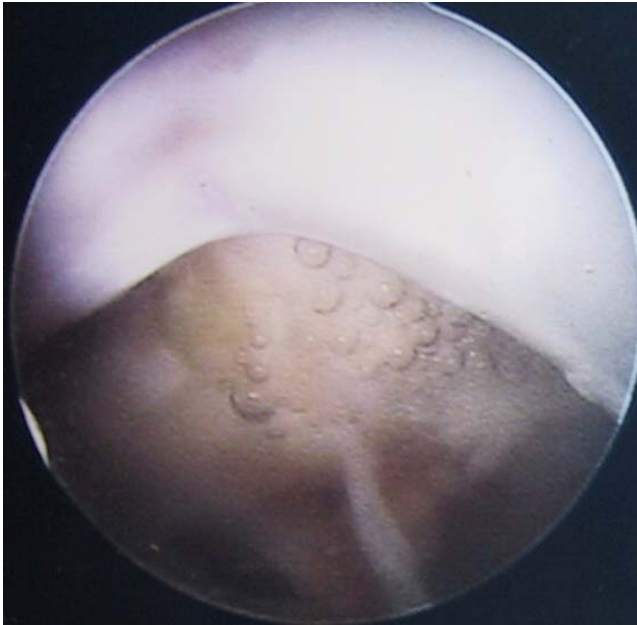
2.3.4 Erweiterte Darstellungsmöglichkeiten 3D-Ultraschall

In den meisten Fällen war eine gleich gute technische Darstellung der Defekte mit dem 3D-Ultraschall im Vergleich zum 2D-US möglich. Bei der Beurteilung der Rotatorenmanschette war besonders die 3-Ebenen-Ansicht durch die C-Ebene hilfreich (Abb. 2-3, Abb. 2-4).

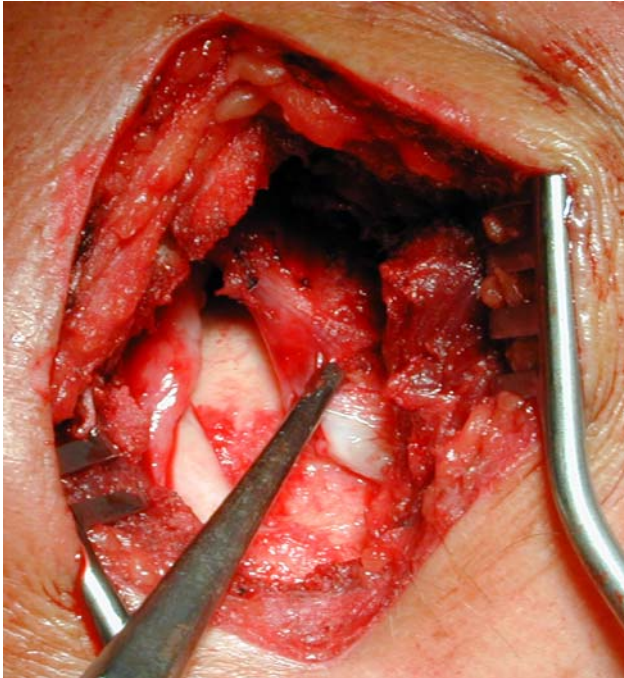
Der Oberflächenmodus Rendering erforderte eine zeitaufwendige Nachbearbeitung der Daten, eine verbesserte Darstellung der Läsionen der Rotatorenmanschette konnte damit jedoch nicht erreicht werden. Volumenmessungen wurden nur in einzelnen Fällen durchgeführt. Es zeigte sich hier eine weitgehende Übereinstimmung mit der intraoperativ gemessenen Defektgröße. Eine vergleichende Analyse wurde hier nicht durchgeführt (siehe Diskussion).

Abb. 2-6

Darstellung einer kompletten Rotatorenmanschettenruptur (Supraspinatussehnen C2-Läsion):

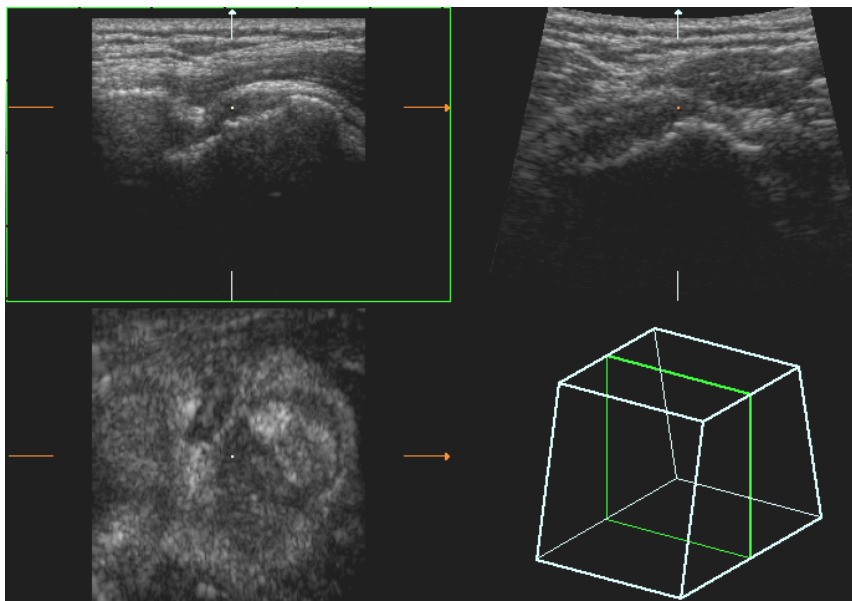


Arthroskopie

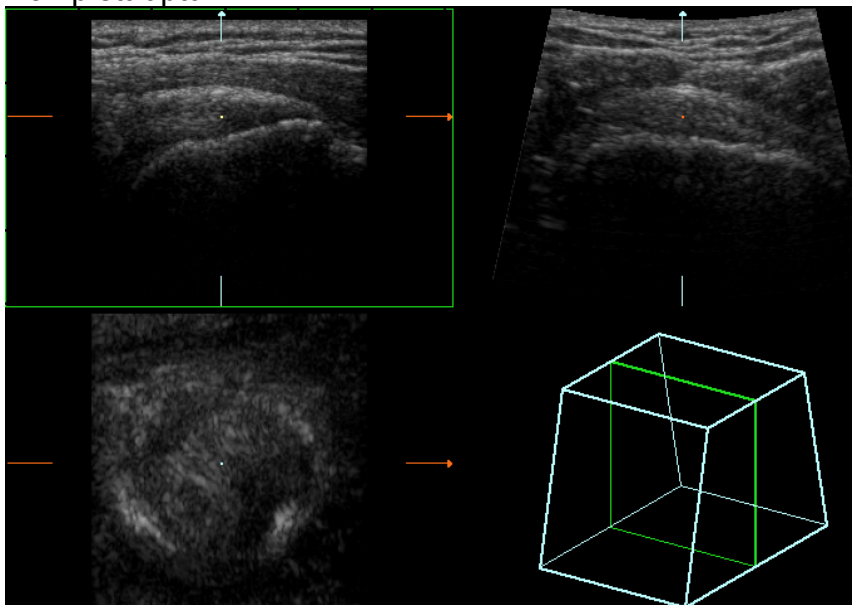


offene Operation

A: Defekt in der Arthroskopie und bei der offenen Operation

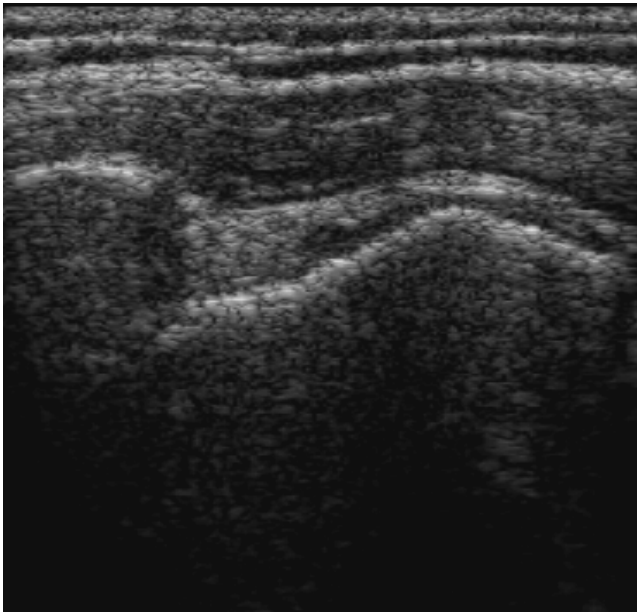


Komplettruptur

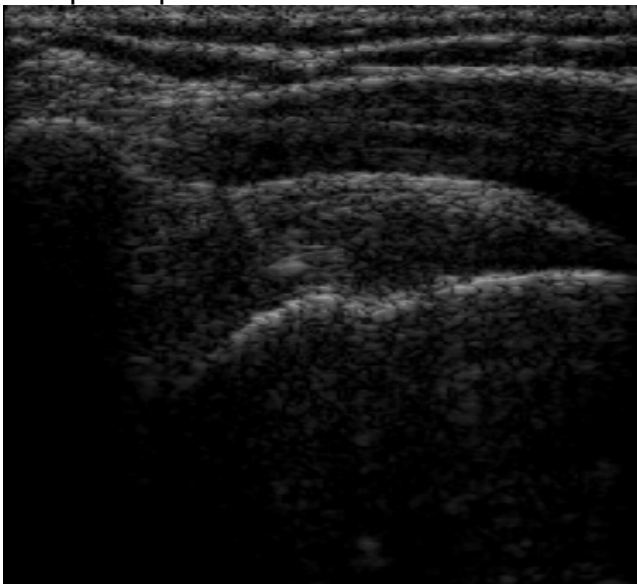


ohne Läsion

B: 3-Ebenen-Ansicht des 3D-US der Komplettruptur und zum Vergleich die 3-Ebenen-Ansicht der gesunden Seite

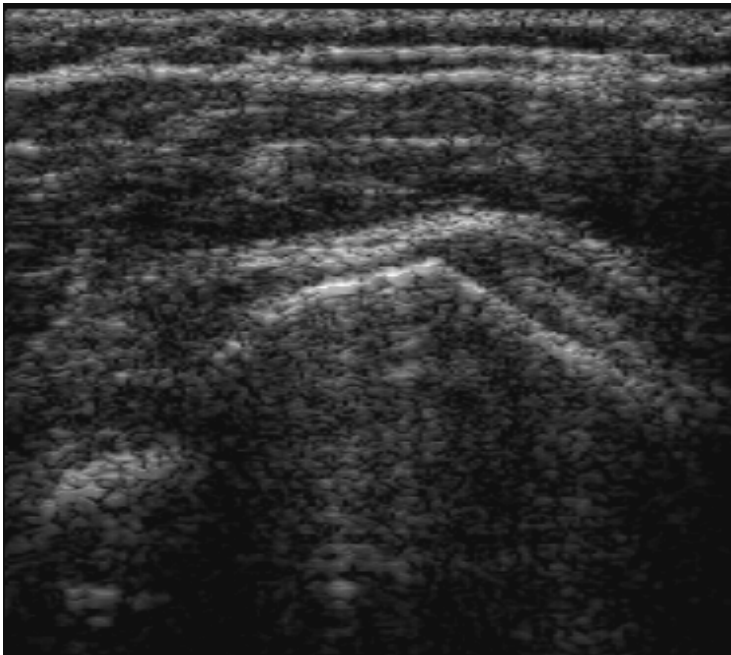


Komplettruptur

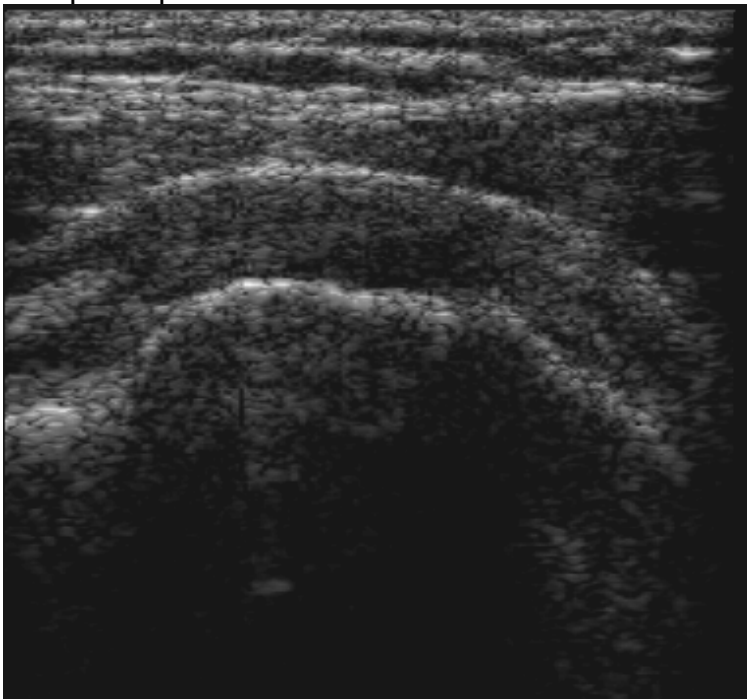


ohne Läsion

C: 2D-US der Läsion in der sagittalen Ebene und zum Vergleich 2D-US der gesunden Seite



Komplettruptur



ohne Läsion

D: 2D-US der Läsion in der coronaren Ebene und zum Vergleich 2D-US der gesunden Seite



E: Kontrastmittel-MRT der Komplettruptur

Tabelle 2-7: Vor- und Nachteile 2D- und 3D-Ultraschall

	2D-Ultraschall	3D-Ultraschall
Vorteile	<ul style="list-style-type: none"> dynamische Untersuchung geringere Kosten des Gerätes etablierte Methode 	<ul style="list-style-type: none"> Datenauswertung zu späterem Zeitpunkt auch durch anderen Untersucher möglich schnelle automatisierte Datenerfassung 3- Ebenen-Ansicht simultan digitale Datenbearbeitung Zusatzfunktionen (z.B. Volumenbestimmung von Defekten)
Nachteile	<ul style="list-style-type: none"> zweite Ebene erforderlich keine direkte Kontrolle möglich / an Bild gebunden 	<ul style="list-style-type: none"> keine dynamische Untersuchung höhere Kosten des Gerätes Bewegungsartefakte bei Datenerhebung

2.4 Diskussion

Die Ultraschalluntersuchung der Rotatorenmanschette hat verschiedene Vorteile gegenüber dem MRT wie z.B. eine schnellere Verfügbarkeit, die kurze Untersuchungszeit und niedrigere Kosten. Dennoch wird vielfach das MRT bevorzugt bei der Routinediagnostik von Läsionen der Rotatorenmanschette eingesetzt. Die zum Teil mangelnde Akzeptanz der Sonografie ist vor allem begründet in der Tatsache, dass es zum Teil schwierig ist, identische und standardisierte statische Bilder zu gewinnen [196]. Dies macht die Interpretation der Bilder problematisch und verringert die reproduzierbare, untersucherunabhängige diagnostische Information von Ultraschall-Bildern.

Ziel dieser Arbeit war es, zu analysieren, ob mit dem 3D-Ultraschall diese Probleme verringert werden könnten. Desweiteren sollte die Sensitivität mit dem 2D-Ultraschall zur Diagnostik von Komplet- und Partialrupturen verglichen werden.

Die Studie ist mit verschiedenen methodischen Schwächen und Stärken verbunden. Eine Schwäche der Studie war, dass 2D- und 3D-US von jeweils nur einem Untersucher durchgeführt wurde. Beide Untersucher waren gleich erfahren (mindestens 200 Sonografien), auch mit dem 3D-US. Zwei Untersucher für jedes Verfahren würden zu einer höheren Validität führen. Dies würde jedoch auch einen höheren Aufwand und Belastung für den Patienten bedeuten, da die Sonografie (vor allem die 2D-US) mit einem gewissen Zeitaufwand verbunden ist. Die Ultraschalluntersuchung wurde in unserer Studie von unabhängigen Untersuchern durchgeführt. Eine Beeinflussung der Sensitivität für die eine oder andere Ultraschall-Methode sollte in unserer Studie vermieden werden durch randomisiertes Sonografieren (beide Untersucher führten 2D- und 3D-US durch) und Unkenntnis der Vorbefunde. In einer anderen Studie wurde 2D- und 3D-Ultraschall hintereinander von einem Untersucher ungeblindet durchgeführt [219]. Nachteil hier ist eine mögliche Beeinflussung der Ergebnisse.

Messungen der Defektgröße erfolgten hier nicht. Diese Messungen sind erschwert durch die kritische Beurteilung von Rissen und unregelmässig begrenzten Sehnenrändern und deren Abgrenzung von defektem und intaktem Sehngewebe und von intralaminaren Rupturen [209]. Darüber hinaus kann die Vernachlässigung der Krümmung des Humeruskopfes bei der linearen Messung der abgerissenen Enden der Rotatorenmanschette beim Ultraschall im Gegensatz zum MRT zu einer Verfälschung führen [99]. Auch kann eine Differenzierung von degenerativ verändertem und von intaktem Sehngewebe problematisch sein. Die intraoperative Tasthakenuntersuchung ermöglicht dabei auch keine exakte Grössenbestimmung.

Alle Ultraschalluntersuchungen wurden kontrolliert durch den operativen Befund. Das heisst, Operation und damit Kontrolle der Sonografie waren nicht abhängig vom Sonografiebefund, da die Indikation zur Operation meist schon vor der Sonografie aufgrund von Anamnese, Beschwerdepersistenz und MRT-Befund bereits gestellt wurde. Bei einer geringen Anzahl chirurgisch überprüfter Fälle kann es zu einer Verfälschung der Resultate kommen, auch wenn dadurch eine höhere Fallzahl erreicht wird [33].

In unserer Studie betrug der Zeitraum zwischen Sonografie und Operation maximal drei Wochen, meist jedoch nur sieben Tage. In anderen Studien wurde hierfür auch ein Zeitraum von drei Monaten bis zu einem Jahr angegeben [209]. Dieser lange Zeitraum zwischen Sonografie und Kontrolle des Befundes könnte durch eine zwischenzeitliche Veränderung des Defektes zu einer Verfälschung der Ergebnisse führen.

Es wurden nur Läsionen von Supraspinatus- und Infraspinatussehne beurteilt, da diese in 95% der Fälle betroffen sind [75]. Die Operateure waren nicht geblindet für die sonografischen Resultate. Dies könnte die operativen Ergebnisse durch Verringerung der Zahl falsch positiver und falsch negativer Resultate beeinflussen und damit die sonografischen Resultate verbessern. Ein Studiendesign, das dem Operateur präoperative Informationen vorenthält, wäre jedoch nicht zu rechtfertigen, insbesondere bei einer Diskrepanz von Ultraschall-Befund und klinischem Befund bzw. MRT-Befund der Rotatorenmanschette mit möglicher therapeutischer Konsequenz.

Ein Nachteil des 3D-US bestand darin, dass teilweise das gescannte 3D-Volumen zu klein war, um den gesamten Defekt zu erfassen. Daher wurden zumeist zwei Volumenblöcke aufgezeichnet. Ferner zeigte sich, dass Bewegung des Patienten oder des Untersuchers während der Datengewinnung zu Artefakten und einem nicht verwertbaren Datensatz führte. Dadurch mussten in ca. 20% der Untersuchungen neue Volumenblöcke aufgezeichnet werden.

Vorteile des 3D-US waren die problemlose und schnelle Datengewinnung (15 sec. Aufzeichnungsdauer), Speicherung der Daten und problemlose Darstellung und Analyse im klinischen Alltag. Das gescannte Volumen konnte auch ohne Anwesenheit des Patienten zu einem späteren Zeitpunkt ausgewertet werden. Die statische Bildqualität beim 3D-US war geringfügig schlechter als bei einem 2D-Schallkopf. Dies hatte jedoch keinen Einfluss auf die Sensitivität. Besonders vorteilhaft war die 3-Ebenen-Ansicht, da die gleichzeitige Ansicht aller drei Ebenen eine gute Übersicht lieferte.

Ein weiterer Vorteil war der Verzicht auf die Einstellung von Standardschnittebenen. Der Schallkopf musste nur im zu untersuchenden Bereich der Rotatorenmenmanschette platziert werden. Beim Einstellen bewährte es sich, den Schallkopf auf die ROI zu zentrieren. Im Gegensatz zu anderen 3D-US-Studien [219] und dem 2D-Ultraschall war es jedoch nicht erforderlich, die ROI genau zu definieren.

Andere Funktionen der 3D-US wie Rendering hatten einen geringen Nutzen für die Defektdarstellung, wie bereits andere Autoren berichteten [108].

Die Sonomorphologie der Rotatorenmanschette ist variabel und von der Position des Schallkopfes abhängig. Um bei der Untersuchung Artefakte zu vermeiden, sollte dieser senkrecht zur Schallebene stehen, was nicht immer exakt möglich ist. So ist bekannt, dass ab einer Neigung von mehr als 3° des Schallstrahles eine Veränderung der Echogenität erzeugt wird [66,75,154]. Diese Echogenitätsveränderungen sind eine häufige Fehlerquelle, da ihre Interpretation untersucherabhängig ist. Jenes Problem ist durch die Aufzeichnung eines Volumenschallblockes beim 3D-US nicht beseitigt, jedoch limitiert. Echogenitätsveränderungen können im 3D-US durch die simultane Beurteilung von drei Ebenen besser analysiert werden und könnten die geringfügig höhere Sensitivität im Vergleich zum 2D-US erklären.

In der Hand des erfahrenen Untersuchers lässt sich mit dem Ultraschall eine hohe Treffsicherheit erzielen. So beschreibt Hedtmann bei 1227 Sonografien eine Sensitivität von 95% [74]. Die relativ hohe Sensitivität von 2D-US und 3D-US in unserer Studie ist in Übereinstimmung mit der Literatur (Tabelle 2-1). Eine hohe Sensitivität gaben auch Wiener et al. an [231]. Eine Einschränkung dieser Studie war jedoch, dass von insgesamt 800 Patienten mit Sonografie 575 chirurgisch nicht überprüft wurden und damit die richtig negativen und falsch negativen Werte nicht ermittelt werden konnten.

In anderen Studien zeigte sich eine hohe Sensitivität von 100% für 2D-US bei Totalrupturen und eine geringere Sensitivität (67%) für Partialrupturen [209]. Eine mögliche Erklärung dafür ist, dass die Untersuchung von sehr erfahrenen Untersuchern durchgeführt wurde. In der eigenen Studie war die Zahl der als Partialdefekt interpretierten Fälle (also der falsch positiven Befunde) im 2D- und 3D-US ähnlich hoch, was ein bekanntes Problem darstellt [209].

Bereits in anderen Studien zeigte sich, dass die 3D-Darstellung der Rotatorenmanschette eine hohe Übereinstimmung mit der 2D-Darstellung hat [110]. Wallny et al. dagegen zeigten eine deutliche Diskrepanz der Sensitivität zwischen 2D- und 3D-US für Komplett- und Partialrupturen (74 vs 91%) [219,220]. Auffallend war in dieser Studie die niedrige Sensitivität des 2D-US im Vergleich zu unserer Studie und zur Literatur.

Es zeigte sich, dass mit dem 3D-Ultraschall Rupturen der Rotatorenmanschette in verschiedenen Modi gut dargestellt werden können. Der Vergleich zwischen 2D- und 3D-Ultraschall für die Diagnostik von Komplett- und Partialrupturen ergab keinen statistisch signifikanten Unterschied. Ein Vorteil war die untersucherunabhängige simultane Auswertung von drei standardisierten Schnittebenen zu einem späteren Zeitpunkt. Damit ist die 3D-Ultraschalluntersuchung ein zuverlässiges alternatives Verfahren zur Diagnostik von Läsionen der Rotatorenmanschette.

3 Biodegradierbare Implantate: Osteolysen nach klinischer Anwendung und experimentelle Untersuchungen

3.1 Einführung biodegradierbare Implantate

Die Verletzung von Bändern, Sehnen und Gelenkkapseln bzw. die Lösung von ihrer knöchernen Insertion sind häufige Verletzungen. Für die Refixierung dieser Strukturen werden biodegradierbare Implantate häufig verwendet. Seit den siebziger Jahren wurden verschiedene Implantate wie Pins, Schrauben, Clips und Platten eingeführt (Abb. 3-1). In den vergangenen Jahren kam es zu einem zunehmenden Einsatz von biodegradierbaren Implantaten in der orthopädischen Chirurgie.

Das erste biodegradierbare Implantat in der Schulterchirurgie wurde von Spier 1993 eingesetzt [199]. Die häufigste Indikation zur Verwendung solcher Implantate ist die Schulterinstabilität. So werden verschiedene Implantate zur Therapie der vorderen glenohumeralen Instabilität oder von SLAP-Läsionen (superior lesion anterior posterior) sowohl in der offenen als auch in der arthroskopischen Chirurgie gebraucht [88,93,94,98,155,163]. Bei diesen Techniken werden beispielsweise das vordere Labrum oder der vordere glenohumerale Komplex und das knöcherne Glenoid refixiert. Auch in der Chirurgie der Rotatorenmanschette sind verschiedene biodegradierbare Anker im Einsatz [40,62,213].

Das Prinzip biodegradierbarer Implantate besteht darin, eine sichere initiale Refixationsfestigkeit und im Weiteren einen kontinuierlichen Implantatabbau und Ersatz durch das umgebende Gewebe zu ermöglichen. Ein wesentlicher Vorteil biodegradierbarer Implantate ist, dass keine Implantatentfernung erforderlich ist, die MRT-Bildgebung nicht beeinträchtigt wird und die Revisions-Chirurgie problemloser ist.

Im Allgemeinen gelten biodegradierbare Implantate als sicher und effektiv für die Refixation von Weichteilen. Dennoch gibt es verschiedene Implantat-Materialien, für die keine klinischen oder experimentiellen Langzeitdaten bezüglich deren Reaktion auf Weichteile oder Knochen verfügbar sind.

In den vergangenen Jahren gab es zahlreiche Publikationen über ossäre oder auch artikuläre Weichteilreaktionen auf biodegradierbare Implantate. Daher sollte der klinische Einsatz von diesen Implantaten durch Langzeituntersuchungen kontrolliert werden. Bei der Verwendung eines solchen Implantates ist die Kenntnis der mechanischen Charakteristika sowie der Degradationseigenschaften erforderlich. Ferner ist auf eine einfache und sichere Handhabung und die ausreichende Festigkeit initial und während des Einbauprozesses zu achten, um eine sichere und schnellere Gewebsheilung bis zur vollen Wiederherstellung der Funktion des verletzten Organes zu ermöglichen.



Abb. 3-1
Verschiedene biodegradierbare Implantate.

3.1.1 Biodegradierbare Materialien

Biodegradierbare Implantate setzen sich aus unterschiedlichen polymerischen Rohmaterialien zusammen, welche verschiedene Charakteristika haben und Gewebsreaktionen hervorrufen können. Sie unterscheiden sich durch verschiedene Abbaupzeiten und durch ihre Biokompatibilität.

Das erste synthetische biodegradierbare Material war die Polyglycolsäure, die in den frühen siebziger Jahren eingeführt wurde, gefolgt von den Poly-(L)-Lactiden 1985. Anfänglich wurden diese biodegradierbaren Implantate in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und in der Oralchirurgie eingesetzt [22].

Gegenwärtig setzen sich diese Implantate aus Polyglycoliden (PGA), Poly-(L)-Lactiden (PLLA), Poly-(D,L)-Lactiden (PDLLA), Polymeren der Polyglycolide und Polylactide (PDLLA-Co-PGA) und Polydioxanonen (PDS) zusammen. Diese Substanzen werden häufig verwendet in der Annahme, sie seien sicher und hätten eine geringe Toxizität und geringere Nebenwirkungen [9,10,43,61,94,161,171,173,174,199,228].

Während PGA lediglich in einer Rohform existiert, werden Mischungen aus PLA-Copolymeren wie z.B. das 70/30 PLLA (70% Poly-(L)-Lactid, und 30% Poly-(DL)-Lactid) [35,126] häufig eingesetzt. Ein wichtiger Parameter ist dabei das Molekulargewicht der Polymere, da es die mechanischen Eigenschaften wesentlich beeinflusst und daher bei der Beurteilung beachtet werden muss.

3.1.2 Implantatdegradation

Die Abbaufähigkeit eines biodegradierbaren Implantates ist sein besonderes Merkmal. Mit der Degradierung eines Implantates verändern sich dessen mechanische Eigenschaften. Infolgedessen kommt es im Verlauf einerseits zu einer abnehmenden Belastbarkeit des Implantates und andererseits zu einer zunehmenden Belastung des refixierten Knochens oder Weichteilgewebes. Besonders bei Interferenzschrauben zur Weichteilrefixation sind die Degradierungseigenschaften von Bedeutung, damit das Implantat über eine

ausreichende Ermüdungsfestigkeit verfügt. Falls der Abbau zu früh stattfindet, ist eine Einheilung des refixierten Gewebes gefährdet, da z.B. die Schwächung von Gewindegängen als Folge zu zeitiger Degradierung zu einer frühen Lockerung des Implantates führen kann.

Die Kinetik des Abbaus verschiedener Rohmaterialien variiert und ist abhängig von der hydrophilen oder hydrophoben Eigenschaft verschiedener Polymere. Zusätzlich beeinflussen andere Faktoren wie Produktionstechniken, Molekulargewicht, Kristallinität, Größe und Form den Abbau des Implantates. Ferner spielt auch die Lokalisation des Implantates (Anwesenheit von Wasser, Blut oder Enzymen) eine wesentliche Rolle für die Abbaueigenschaften. Auch ist zu beachten, dass Implantate, die unter mechanischer Belastung stehen, schneller degradieren [204]. Dabei können sie unter mechanischer Belastung Risse entwickeln, die die dem Wasser ausgesetzte Gesamtoberfläche vergrößern, was den Abbau beschleunigt.

In verschiedenen Studien wurden die Abbauezeiten bestimmt, wobei zwischen schnell und langsam degradierenden Implantaten unterschieden werden kann. Der Verlust des Materialgewichts von PLA-Implantaten beispielsweise beginnt nicht innerhalb der ersten fünf Wochen nach Inkubation in ungepufferter Kochsalzlösung [114]. Das Suretac-Implantat, aus PGA-Polymer bestehend, welches für die Refixation von Bankart-Läsionen eingesetzt wird, kann als schnell degradierendes Implantat bezeichnet werden. Dieses Implantat beginnt seine Festigkeit nach sechs Wochen zu verlieren und hat sich ca. sechs Monate nach der Implantation komplett aufgelöst [28]. In einer anderen Studie zeigten PGA-Schrauben zwölf Wochen nach der Implantation eine Degradierung der Peripherie um 74% und zu 28% einen Abbau des zentralen Durchmessers. Nach 36 Wochen hatte sich das PGA-Material komplett aufgelöst [18].

Lajtai [106] zeigte, dass eine Interferenzschraube, bestehend aus einem Copolymer (85/15 DL-Lactid und PGA), nach sechs Monaten komplett abgebaut war. Die am häufigsten verwendeten Implantatmaterialien sind PLLA und PDLLA, sogenannte langsam oder intermediär degradierende Polymere. Diese Materialien ermöglichen eine adäquate Fixationsfestigkeit über sechs Monate, was ausreichen dürfte, um eine Einheilung des fixierten Gewebes in den Knochen zu ermöglichen [193,227]. Wünschenswert ist ein kompletter

Ersatz des biodegradierbaren Implantates durch das umgebende Gewebe im Verlauf. Ein komplett knöcherner Ersatz von PLLA oder PDLLA zeigt sich innerhalb von zwei bis drei Jahren nach der Implantation [14,162].

3.1.3 Biokompatibilität und Komplikationen

Bei der Verwendung biodegradierbarer Implantate können als Komplikation Fremdkörperreaktionen auftreten. Dabei kann unterschieden werden zwischen knöchernen, extrartikulären und intraartikulären Weichteilreaktionen [225,226].

Knöcherne Reaktionen - Osteolysen

In den achtziger Jahren wurden erstmals Fremdkörperreaktionen an Implantaten zur Frakturbehandlung beschrieben. Bei der Verwendung von PGA zeigte sich eine sterile Sinusformation und ebenso verschiedene Grade der Gewebsreaktionen von leichten osteolytischen Veränderungen bis zu ausgeprägten granulomatös entzündlichen Weichteilreaktionen [18,19,21,41,43,51,54,82,86,148,158,167,174,217].

In der Folge wurden andere biodegradierbare Polymere mit optimierter Biokompatibilität wie z.B. PLLA und PDLLA entwickelt. In Studien mit Interferenzschrauben aus dem Copolymer 85/15 PDLLA [106] zeigte sich lediglich ein geringes Weichteilödem im Bereich des knöchernen Tunnels oder eine vorübergehende Tunnelaufweitung ohne jegliche Symptome und klinische Komplikationen. Hoffmann et al. [82] zeigten, dass leichte osteolytische Veränderungen mit zystischen Erscheinungsformen ohne Einfluss auf die Weichteilrefixation passager auftreten können. In einer anderen Studie zeigte PLLA keinerlei Entzündungsreaktionen im Knochen [9].

Extraartikuläre Weichteilreaktionen

Extraartikuläre Weichteilreaktionen können ebenso auftreten, gefolgt von einer fortschreitenden Entzündungsreaktion bei Verwendung von PGA [32]. Für PLLA-Implantate sind nur milde Weichteilreaktionen beschrieben [20].

Intraartikuläre Weichteilreaktionen

Bei der Verwendung von degradierbaren Implantaten sind intraartikuläre Weichteilreaktionen von besonderem Interesse, da zahlreiche Implantate intraartikulär zu liegen kommen. In den letzten Jahren wurden zahlreiche Berichte über intraartikuläre Weichteilreaktionen publiziert. Meistens wurde dabei eine nicht spezifische Synovialitis bei Verwendung von biodegradierbaren Implantaten in der Knie- und Schulterchirurgie beschrieben [11,28,43,185,193]. Während osteolytische Reaktionen mehr im mittleren Stadium oder im Endstadium der Implantatdegradierung auftreten, können synoviale Reaktionen bereits zu Beginn der Implantatdegradation auftreten. [208]. So wurden bei vier von 18 Patienten (22%) mit SLAP-Läsionen eine Fremdkörperreaktion nach Verwendung des Suretac-Implantates (PGA-Polymer) beschrieben [28]. In dieser Studie wurde als Folge wegen Schmerzen und Bewegungsverlust zwischen 14 und 84 Tagen postoperativ eine Arthroskopie durchgeführt. Dabei zeigte sich eine ausgeprägte Synovitis mit Gelenkerguss. Die histologische Untersuchung zeigte eine Fremdkörperreaktion bei hypertropher synovialer Membrane, massive Infiltration mit Fremdkörperzellen und Polymere-Partikeln. Die Autoren zogen den Schluss, dass die frühzeitige postoperative Mobilisierung insbesondere bei SLAP-Läsionen und die gleichzeitig beginnende Implantatdegradierung zum frühzeitigen mechanischen Versagen des Implantates zwei Wochen nach Implantation führte. Die freigesetzten Partikel führten zur Fremdkörperreaktion im Glenohumeralgelenk.

3.2 Osteolyse nach offener Schulterstabilisierung unter Verwendung eines biodegradierbaren Ankers

Im AO-Entwicklungs-Institut (Davos, Schweiz) wurde ein biodegradierbarer Fadenanker entwickelt. Dieser Anker wurde in einer prospektiven Multicenter-Studie von August 1996 bis März 1998 verwendet [142]. In der Studie sollte das klinische und radiologische Ergebnis bei Verwendung dieses Ankers untersucht werden. In die Studie eingeschlossen wurden Indikationen für Stabilisierungsoperationen bei uni- oder multidirektionaler Schulterinstabilität.

Der biodegradierbare Fadenanker (Poly-(L/DL-Lactid) 70:30) wurde in Verbindung mit einem nicht resorbierbaren Fadenmaterial (Ethibond 2-0) implantiert. Die Insertion des Ankers erfolgte im Rahmen einer offenen Operation. Bei der Nachuntersuchung wurde der Constant-Score erhoben und Röntgenbilder im Verlauf angefertigt.

Insgesamt wurden 24 Patienten (15 Männer, 9 Frauen) operiert. Das durchschnittliche Alter der Patienten betrug 39 Jahre (19-77 Jahre). Bei 22 Patienten war die Ursache der Schulterluxation ein Sportunfall. Bei 15 Patienten (62,5%) konnte durchschnittlich 4,3 Monate nach der Operation eine Nachuntersuchung durchgeführt werden. Vier Patienten wollten nicht zur Nachuntersuchung erscheinen, fünf Patienten waren unbekannt verzogen.

Es zeigten sich innerhalb der ersten Tage postoperativ keine Komplikationen. Bei sieben von 15 Patienten zeigten sich nach 16 Wochen knöcherne Läsionen in der radiologischen Kontrolle in der a.p.-Ebene (Abb. 3-2). Diese Alterationen differierten von Patient zu Patient und waren schwierig zu beurteilen. Die Patienten zeigten keine klinischen Symptome wie Schmerzen, Temperaturerhöhung oder Weichteilschwellung. Im weiteren Verlauf wurde eine Zunahme dieser Osteolysen beobachtet. Da eine Materialursache für die Lysen

nicht sicher ausgeschlossen werden konnte, wurde die klinische Studie abgebrochen. Bei fünf Patienten wurde eine Folgeuntersuchung nach 26 bis 54 Monaten durchgeführt. Dabei konnte keine Zunahme der Osteolysen festgestellt werden. In keinem der Fälle konnte in der Computer-Tomografie ein Einbruch in die Gelenkfläche nachgewiesen werden. Rezidiv-Luxationen wurden innerhalb des Nachuntersuchungszeitraumes nicht beobachtet.

Die Biokompatibilität des verwendeten Materials wurde nicht als Ursache dieser knöchernen Veränderungen vermutet. Es ist bekannt, dass Osteolysen bei Polylactid-Implantaten in der Schlussphase der Degradierung auftreten [21,82,85]. Ferner findet die komplette Resorption von Poly-Lactiden (L/DL-Lactiden 70/40) 6 bis 24 Monate nach der Implantation statt. Die beobachteten Veränderungen traten jedoch wesentlich früher, nämlich innerhalb von vier Monaten auf. Eine zyklische Belastung wurde als Ursache dieser frühen Lyse vermutet. Auch Kartus et al. [94] berichteten über knöcherne Lyse und vermuteten eine solche Belastung als Ursache.

Um eine materialbedingte Osteolyse sicher auszuschließen, wurde eine tierexperimentelle Studie durchgeführt.

**A****B****Abb. 3-2**

A: 19-jähriger Patient mit rezidivierender Schulterluxation nach offener Bankart-Operation unter Verwendung eines biodegradierbaren Fadenankers (Poly-(L-co-D/L-lactide) 70/30 lactid). **B:** Zystische Veränderung des Glenoids 17 Wochen postoperativ. Es ist zu keiner Reluxation gekommen.

3.3 Knöcherne Einheilung von Poly-(L-co-D/L-Lactid) 70/30 und Titan-Fadenankern: tierexperimentelle Untersuchung am Schaffsfemur

3.3.1 Einführung

Das Ziel der vorliegenden Studie war die Analyse der frühen Reaktionen des umgebenden Gewebes auf einen amorphen Polylactid [Poly-(L-co-D/L-Lactid) 70/30; PLDLLA]-Anker im Schafsknochen. Um einen mechanischen Einfluss auf die Biodegradierung auszuschließen, wurden die Anker unbelastet im distalen Femur implantiert. Zum Vergleich wurden Titanimplantate mit identischem Design verwendet.

3.3.2 Material und Methode

Die in dieser Studie verwendeten Fadenanker wurden hergestellt zur Fixierung von Weichteilen an den Knochen (Abb. 3-3). Die Länge dieser Implantate betrug 7 mm, der äußere Durchmesser 3,5 mm und der Kerndurchmesser 2,9 mm mit einem transversalen Loch mit einem Durchmesser von 1,1 mm und zwei länglichen Aussparungen für die Fäden (0,7 mm Breit und 0,8 mm Tiefe). Das Rohmaterial war Poly-(L-co-D/L-Lactid) 70/30 (PLDLLA) (Resomer LR 708, Böhlinger-Ingelheim, Germany) und wurde in einem Spritzgussverfahren hergestellt (Asama-Plast AG, St. Margareten, Schweiz). Als Vergleichs-Implantate dienten Titanimplantate mit identischen Massen (Abb. 3-3).

Vier Schweizer Bergschafe (mittleres Körpergewicht 61 kg) wurden operiert (entsprechend der Schweizer-Tierversuchsgenehmigung GR 10/1997,

Graubünden, Schweiz). In beide Rückläufe der Tiere wurden zwei PLDLLA und zwei Titanimplantate randomisiert implantiert. Dabei wurde das Material in den medialen und lateralen Kondylus implantiert (Abb. 3-4). Daraus ergab sich eine Gesamtmenge von $n=8$ Proben für jedes Implantatmaterial. Die Implantation erfolgte unter Vollnarkose und sterilen Bedingungen. Nach Präparation des Femurkondylus wurden vorsichtig Löcher unter NaCl-Kühlung bis zu einer Tiefe von 10 mm gebohrt. Es wurden keine Weichteile an dem Anker befestigt.

Prä- und postoperativ sowie alle zwei Wochen wurden radiologische Kontrollen in der a.p. und seitlichen Ebene des distalen Femurs durchgeführt. 20 Wochen nach der Implantation wurden die Tiere euthanasiert und der distale Femur zur radiologischen und histologischen Analyse aufbereitet. Es wurden hochauflösende Röntgen-Bilder angefertigt. Zur histologischen Beurteilung (entkalkifiziert) wurden die Präparate in Ethanol fixiert, in LR-White-Resin eingebettet, mit einer Präzisionssäge (Zeitz, Wetzlar, Deutschland) geschnitten, auf 200 μm geschliffen und mit Giemsa-Eosin gefärbt.

Es erfolgte eine quantitative, mikroradiologische Analyse der Knochenneubildung. Die Tiefe des Einwachsens des spongiösen Knochens in die äußere Aussparung und das Implantatloch wurde bei beiden Materialtypen gemessen. Die histometrischen Messungen wurden bei einer Vergrößerung von 32 durchgeführt (Mikroskop Wild, Heerbrugg, Schweiz). Die Fläche des neu gewachsenen Knochens wurde mit einem Digitalisierbrett (Contron-Elektronik, München, Deutschland) gemessen. Die statistische Analyse dieser Daten erfolgte mittels Fischer-Exakt-Test.



Abb. 3-3

Fadenanker derselben Dimensionen aus Titan oder Poly-(L-co-D/L-Lactid) 70/30. Gemessen wurde das Einwachsen des Knochens in die Löcher oder die Fadenkanäle des Ankers.



Abb. 3-4

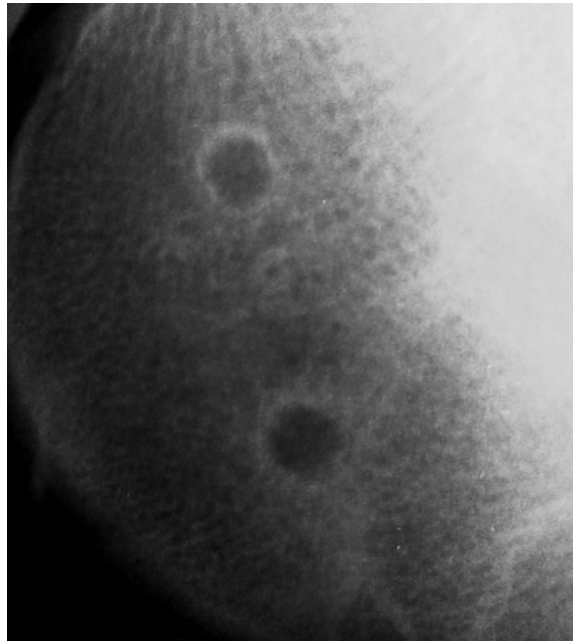
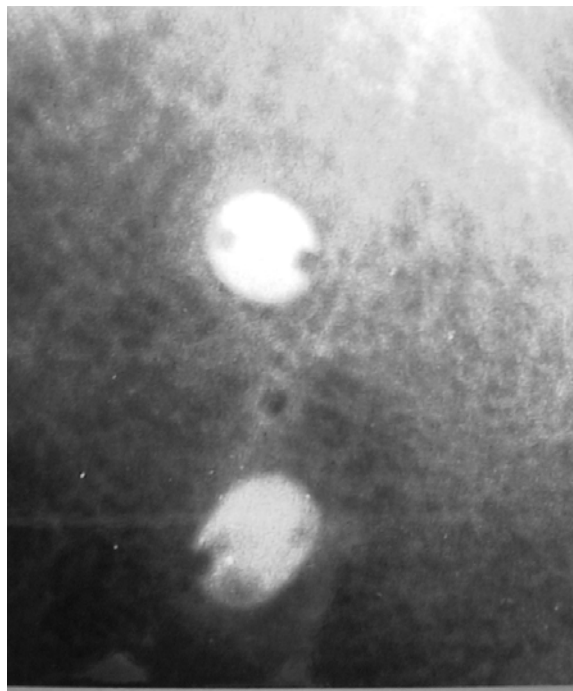
Ort der Implantation waren der mediale oder laterale Femurkondylus am distalen Schaffemur.

3.3.3 Ergebnisse

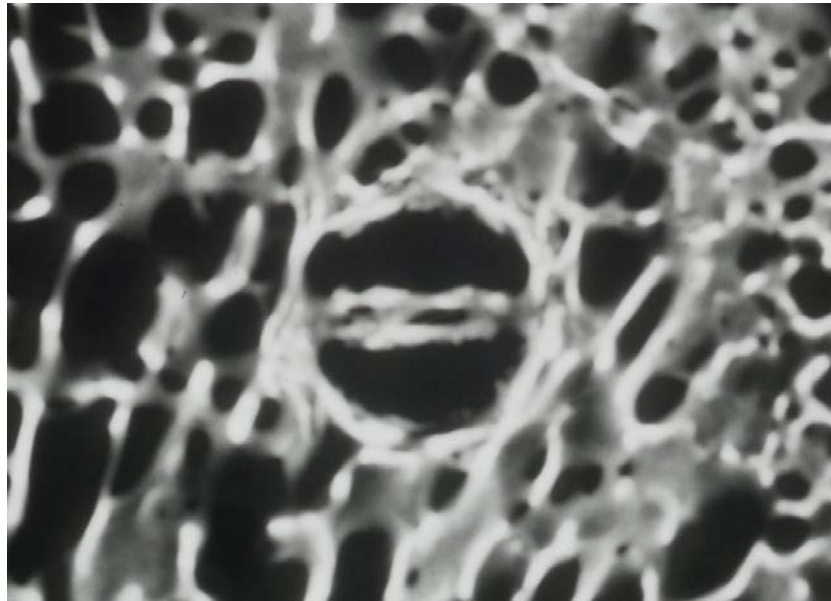
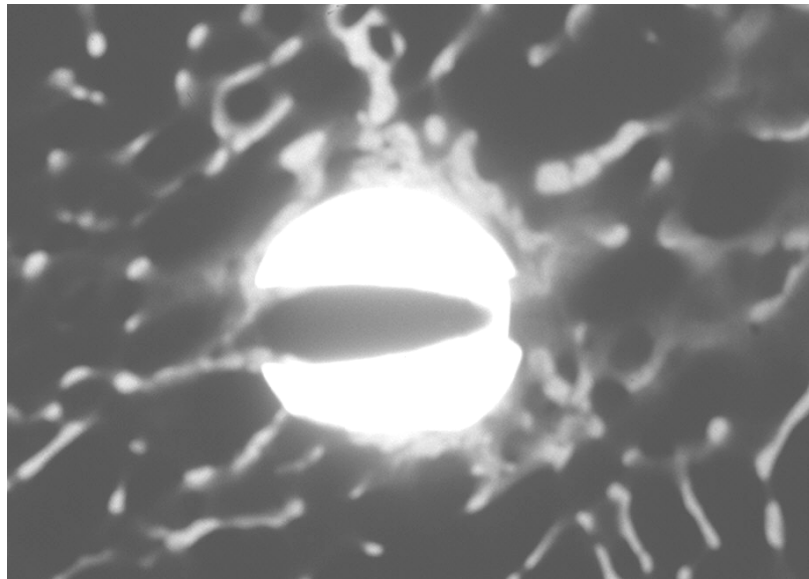
Die makroradiologische Analyse zeigte keinerlei Osteolyse beider Materialien während des Untersuchungszeitraumes von 20 Wochen (Abb. 3-5). Radiologisch zeigte sich eine geringe Verdichtung des knöchernen Gewebes, welches direkt an das Material grenzte.

Die mikroradiologische Analyse nicht demineralisierter Schnitte zeigte ebenso keinerlei Anzeichen einer Osteolyse wie Formation röntgendurchlässiger Zonen oder ausgedehnte Flächen mit Howship-Lakunen (als Zeichen einer osteoplastischen Aktivität) für beide Materialien (Abb 3-6). Eine hohe spongiöse Knochendichte zeigte sich in den Aussparungen des Implantates. Dies war vermehrt bei den biodegradierbaren Implantaten im Vergleich zu den Titan-Implantaten zu beobachten. In den meisten Präparaten mit PLDLLA-Implantaten zeigte sich eine durchgehende knöcherne Brücke durch das transversale Loch des Implantates, während sich bei dem Titan-Implantat nur eine partielle Füllung des Kanals zeigte (Abb 3-6). Das Einwachsen des spongiösen Knochens in das Implantatloch war damit signifikant höher für die PLDLLA-Implantate [PLDLLA 87% (75-97%) und für Titan 17% (12-36%), $p=0,026$]. Das Einwachsen von Knochensubstanz konnte bei jedem Implantat beobachtet werden. Für die äußeren Aussparungen zeigten sich statistisch keine signifikanten Unterschiede zwischen PLDLLA (50%) und Titan (67%, $p=0,67$).

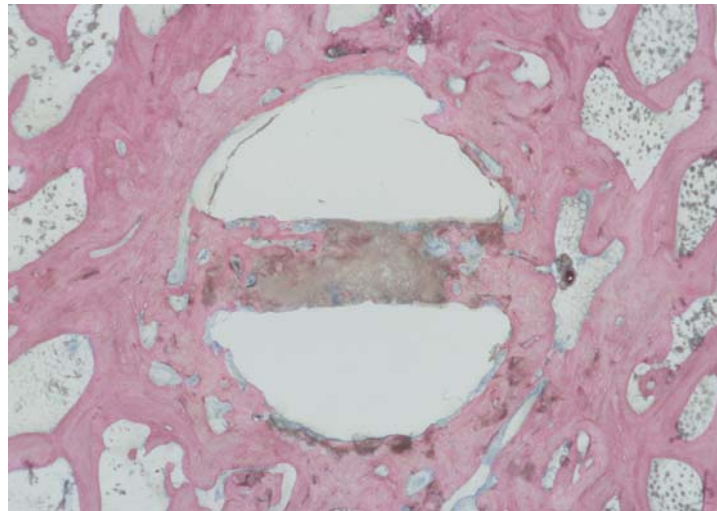
Die histologische Analyse zeigte ebenso einen guten Einbau beider Materialien in die umgebende Spongiosa (Abb. 3-7). Es konnten keine osteolytischen Veränderungen um die Implantate beobachtet werden. An der Gewebe/Implantat-Grenzschicht bildete sich eine Schicht von fünf bis sechs Zellen, welche eine dünne fibröse Kapsel formten. Akute oder chronisch entzündliche Gewebereaktionen mit Bildung von Makrophagen- oder Fremdkörperzellen konnten nicht nachgewiesen werden.

**A****B****Abb. 3-5**

Seitliches Röntgenbild des distalen Femurs mit den **A**: Bohrlöchern der biodegradierbaren Implantate und den **B**: Metallimplantaten. Keine Zeichen von Osteolyse um die Implantate.

A**B****Abb. 3-6**

Mikroradiografie eines Horizontalschnittes um einen **A**: PLDLLA- oder **B**: Titan-Fadenanker 20 Wochen nach Implantation auf Höhe des Fadenloches des Implantates. Keine Zeichen von Osteolyse um das Implantat. Das biodegradierbare Implantat hat sich bei der histologische Präparationstechnik aufgelöst. Das Einwachsen von Knochen in die Aussparungen des Implantates ist beim biodegradierbaren Material wesentlich höher.



A



B

Abb. 3-7

Histologischer Schnitt durch einen **A**: PLDLLA- oder **B**: Titan-Fadenanker. Keine Makrophagen oder Fremdkörperzellen als Zeichen einer Fremdkörperreaktion.

3.3.4 Diskussion

Ziel der Studie war es, die frühe Reaktion knöchernen Gewebes auf einen amorphen stereocopolymeren PLDLLA-Fadenanker im Vergleich zum Titan-Anker in einer mechanisch unbelasteten Situation zu untersuchen. Dabei zeigten sich innerhalb von 20 Wochen keine osteolytischen Reaktionen für das biodegradierbare Material und den Titan-Anker. Vielmehr bildete sich spongiöser Knochen um die Implantate und die Implantatausfüllungen mit vollem Kontakt zwischen Knochen und beiden Materialien.

Mögliche frühe osteolytische Veränderungen von Polylactid-Ankern, wie in der vorgestellten klinischen Studie, sind am ehesten auf mechanische Irritationen wie zyklische Belastung zurückzuführen. Diese können z.B. bei der Refixation eines abgerissenen Kapsel-Labrum-Komplexes oder in der Chirurgie der Rotatorenmanschetten auftreten.

Implantatbedingte ossäre Reaktionen in der Frühphase müssen vor dem klinischen Einsatz ausgeschlossen werden [10,226]. Das hier verwendete Polylactid-Material wurde in einer tierexperimentiellen Studien diesbezüglich getestet [126]. Es wurde die Langzeitreaktion auf Polylactid-Material untersucht und rein kortikaler diaphysärer Knochen als Implantationsort verwendet [9,126]. Osteolytische Reaktionen, welche innerhalb von einigen Wochen nach der Implantation auftreten, verhindern eine sichere Einheilung der Weichteile in den Knochen, welche normalerweise zwölf Wochen in Anspruch nimmt [201]. Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Studie ein Beobachtungszeitraum von 20 Wochen gewählt, um frühe Reaktionen anstelle später Reaktionen zu untersuchen. Für das in dieser Studie verwendete PLDLLA-Material wäre eine osteolytische Reaktion am ehesten neun Monate nach Implantation zu erwarten, und zwar zu einem Zeitpunkt, wo eine Einheilung des Weichteilgewebes bereits stattgefunden hat [77,125,228].

In einem einzigen Präparat zeigte sich eine leicht erhöhte Röntgendurchlässigkeit bei einem biodegradierbaren Implantat, welche bereits unmittelbar nach der Operation sichtbar und im weiteren Verlauf von 20

Wochen unverändert war. Als Ursache für diese vermehrte Röntgendurchlässigkeit wurde ein durch den Bohrvorgang ausgeweitetes Bohrloch vermutet [94].

In dieser Studie zeigte sich ein quantitativ höheres osteoinduktives Potential des PLDLLA im Vergleich zum Titan. Ähnliche Beobachtungen wurden bereits mit Pins und Schrauben aus Poly-L-Lactid bei der Fixierung von Frakturen gemacht. Diese Beobachtungen belegen, dass die Osteokonduktivität von Polylactid-Implantaten in der Frühphase höher ist als die von metallenen Implantaten [148]. Darüber hinaus wurde ein Vergleich zwischen biodegradierbaren Implantaten und Metallimplantaten durchgeführt. Viljanen [218] verglich Polylevo-Lactid-Schrauben mit Stahlschrauben im distalen Femur des Kaninchens und konnte eine höhere Induktion von spongiösem Wachstum innerhalb von 48 Wochen nach Implantation nachweisen. Andere Autoren berichteten über ähnliche Reaktionen auf implantierte Polylevo-Lactide und Metallimplantate innerhalb von drei Monaten. Jedoch wurden diese Studien an rein kortikalem Knochen durchgeführt und keine quantitativen Messungen vorgenommen [216]. Für Polylactide wurden bisher keine Osteolysen in Langzeittests nachgewiesen [41,82,85,126].

Zusätzlich zu materialbedingten Ursachen müssen Veränderungen des Implantates als Folge von Produktionsmechanismen und der Sterilisation der Implantate, der zusätzlichen Verwendung von Fadenmaterialien, der Schädigung des Knochens durch den Bohrvorgang, der Fehlplatzierung des Implantates oder durch die falsche Indikation mit Überbelastung als Ursachen für Osteolysen in Betracht gezogen werden.

4 Die arthroskopische subacromiale Dekompression: 2 bis 9-Jahres Ergebnisse

4.1 Einführung

Subacromialsyndrome stellen eine häufige Erkrankung dar und sind verursacht durch einen mechanischen Konflikt zwischen Rotatorenmanschette und Bursa subacromialis auf der einen und dem coracoacromialen Bogen bei Abduktion des Armes auf der anderen Seite [3,87,118,234]. Im Jahr 1934 beschrieb Codman erstmals die Pathologie des subacromialen Raumes [36]. 1972 prägte Neer den Begriff des Impingementsyndroms und zeigte erste zufriedenstellende Ergebnisse nach der operativen Behandlung [146].

Ausgehend von der funktionellen Anatomie der Schulter ergeben sich drei Möglichkeiten, die zu einem subacromialen Schmerzsyndrom führen können: Veränderungen der anatomischen Strukturen, Veränderungen der Mechanik und eine Kombination von beiden Möglichkeiten [234]. Neer postulierte 1972 in seiner Arbeit, dass die vordere Acromionkante und das Ligamentum coracoacromiale bei Einklemmungsphänomenen der Rotatorenmanschette (vor allem der Supraspinatussehne) und der Bursa subacromialis eine entscheidende Rolle spielen. Bigliani et al. [16] zeigten, dass das Acromion ein wichtiger Faktor ist. Seitdem haben weitere Autoren versucht, das Impingementsyndrom zu klassifizieren und eine allgemein gültige Einteilung zu erstellen. Es wurden Begriffe wie primäres, sekundäres Impingement und Outlet-Impingement sowie extrinsische und intrinsische Faktoren eingeführt, um die Pathogenese des Syndroms zu erklären.

Dem von Neer und Bigliani vertretenen Modell des extrinsischen Entstehungsmechanismus der Rotatorenmanschettenruptur und dem daraus folgenden Impingement steht das der intrinsischen Entwicklung gegenüber. Bei diesem werden die Ursachen primär in der Degeneration der Sehne des betroffenen Muskels gesehen. Gegenstand früherer Untersuchungen waren vor allem altersbedingte, degenerative Veränderungen und die Durchblutung der Supraspinatussehne [26,36]. Codman zeigte, dass sich degenerative Veränderungen und Teilrupturen bevorzugt innerhalb einer bestimmten Region („critical zone“) des M. supraspinatus finden lassen. Dass nicht eine mangelnde Vaskularisierung, sondern eine temporäre Minderdurchblutung bei

bestimmten Bewegungen dieses Areals die Hauptrolle bei dieser Pathologie spielt, vermuteten Rathbun und Macnab 1970 [166]. Die Ursache des Impingementsyndroms wurde in Veränderungen der Rotatorenmanschette und dem daraus resultierenden Missverhältnis der muskulären Kräfte im Schultergelenk gesehen.

Diesem Entstehungsmechanismus Rechnung tragend, beschrieb Neer erstmals 1972 [146] die offene anteriore Acromioplastik, die sich zunächst durchsetzte und lange Zeit zur operativen Therapie des subacromialen Schmerzsyndroms empfohlen wurde. Ellman führte 1983 die von Neer vorgestellte Technik als arthroskopische subacromiale Dekompression (ASD) durch [44]. Seitdem hat sich diese Technik durchgesetzt, vor allem, da sie minimal-invasiv durchgeführt werden kann [3][31][45],[124][149,212]. Tabelle 4-1 zeigt eine Auflistung der Behandlungsergebnisse der ASD.

Die als Standardverfahren akzeptierte ASD kann jedoch kein allgemein gültiges Therapieschema für subacromiale Schmerzsyndrome sein [45]. Der operativen Behandlung eines subacromialen Schmerzsyndroms muss eine differenzierte klinische und bildgebende Untersuchung sowie ein konservativer Behandlungsversuch vorausgegangen sein [3,63,68,87,119,120].

Während von einer großen Zahl von Autoren anfangs in den achtziger und neunziger Jahren (Tabelle 4-1) überwiegend gute und sehr gute Resultate beschrieben wurden, gab es auch zunehmend Veröffentlichungen schlechter Ergebnisse mit unterschiedlicher Angabe von Ursachen [69,153,182]. Als Faktoren, die zu einem negativen Ergebnis führen können, wurden verschiedene Faktoren aufgeführt, wie z.B. Läsionen der Rotatorenmanschette, Fehler bei der Indikationsstellung, Fehler bei der Operationstechnik sowie der Nachbehandlung.

Ziel dieser Arbeit war es, die eigenen Ergebnisse der ASD seit 1993 unter Berücksichtigung verschiedener Faktoren und Nebendiagnosen zu analysieren. Ferner sollte untersucht werden, ob verschiedene Schulter-Scores und verschiedene Parameter der subjektiven Beurteilung des Operationsergebnisses auch telefonisch valide erhoben werden können.

Tabelle 4-1: Ergebnisse der Arthroskopischen subacromialen Dekompression

Autor	Jahr	n	Alter	NU in Monaten	Zustand der RM	Ergebnisse erfolgreich	Zufriedenheit	Therapieversager
Soyer [195]	2003	41	51	37	10 TR	73%	85%	12%
Massoud [131]	2002	118	61	41	118 TR		75%	25%
Spanghel [196]	2002	32	39	25	1 PR	67%		11%
Barber [8]	2001	79	49	40	intakt	100%		0%
Hawkins [71]	2001	118	41,5	35	k.A.	38%	55%	38%
Martin[130]	2001	32	36	28	10 PR, 1 TR	100%		
Rupp [180]	2001	39	49,4	42	k.A.	70%	64%	18%
Buford [27]	2000	56	61	48	PR,TR	95%		0%
Brox [24]	1999	38	48	30	4 PR	68%		24%
Hoe-Hansen [81]	1999	41	45,5	24	4 TR	75%		25%
Kempff [96]	1999	210	61,3	27	PR, TR	72%		15%
Patel [153]	1999	114	47	19	50 PR		75%	25%
Thomazeau [211]	1999	283	63,1	56	283 TR		78%	7%
Levine [111]	1998	24	55	33	k.A.	71%		13%
Steinbeck [202]	1998	148	48,5	27	intakt	74%	86%	7%
Steinbeck[202]	1998	28	56,1	23	28 PR	61%	62%	14%
Stephens [203]	1998	83	52,1	101	11 PR, 17 TR	81%	81%	19%
Gartsman [56]	1997	33	62	63	>5cm TR	27%	61%	18%
Nutton [150]	1997	49	39,3	3,6,12	k.A.	85%		15%
Weber [224]	1997	32	49,1	48	32 PR	45%		29%
Barthel [12]	1996	55		12	intakt	87%		
Roye[176]	1995	90	35	41	38 PR, 5 TR	95%	93%	
Lazarus [107]	1994	24		30	intakt	72%		
Montgomery [140]	1994	38		24-60	TR	61%		
Olsewski [152]	1994	61	44	28	21 PR, 13 TR	80%	80%	5%
Sachs [183]	1994	19	51	12	k.A.	89%		5%
Zvijac [237]	1994	25	53,5	46	25 TR	68%	84%	24%
Adolfsson [2]	1993	79	41,4	17	29 PR, 12TR	67%		18%
Burkhart [30]	1993	25	67	30	>5cm TR	88%		8%
Ellman[46]	1993	40	69,7	43	TR	55%	83%	18%
Hartig[67]	1993	74		8	33 PR, 21 TR	91%		4%
Olgivie-Harris[151]	1993	22		24-60	22 TR	59%	77%	9%
Jerosch[91]	1992	122	44,6	12-36	k.A.	60%		15%
Ryu [181]	1992	53	47	23	35 PR, 11 TR	81%	81%	4%
van Holsbeeck [215]	1992	53	38,7	20	9 PR	83%	88%	3%
Ellman [45]	1991	65	45	24-60	k.A.	89%		5%
Levy [112]	1991	25	51,1	25	25 TR	84%	88%	16%
Speer [198]	1991	25	37	20	intakt	88%	92%	0%
Gartsman[55]	1990	154	40,4	31	40 PR, 25 TR	81%		
Jerosch[90]	1990	52	32,9	12	k.A.	77%		23%
Paulos[156]	1990	66	41	32	26 PR, 7 TR	86%		
Esch [47]	1988	72	17-89	19	34 PR, 26 TR	77%	85%	6%

Abkürzungen: TR Totalruptur, PR Partialruptur, k.A. keine Angabe, NU Nachuntersuchung

4.2 Patienten und Methode

4.2.1 Patientengut

Im Zeitraum von April 1993 bis September 2001 wurde in unserer Klinik bei 497 Patienten eine arthroskopische subacromiale Dekompression durchgeführt. Von diesen Patienten konnten retrospektiv 409 erfasst werden, was einem Follow-up von 82,3% entspricht. Unter den 88 fehlenden Patienten waren 22 in der Zwischenzeit verstorben und 24 nicht bereit, sich befragen oder untersuchen zu lassen. Desweiteren konnten auch nach Suche über Internet, Telefonauskunft und Einwohnermeldeamt 42 Patienten nicht ausfindig gemacht werden. Da von den 497 Patienten 14 während dieser Zeit an beiden Schultern operiert wurden und nur ein beidseitig operierter Patient nicht erreicht werden konnte, erhöht sich die Gesamtzahl auf 422 Schultern von 511 möglichen.

Von August 2002 bis April 2003 erfolgte die telefonische Befragung (n=422 Schultern, Telefongruppe), im Mittel 58 Monate (4,8 Jahre), frühestens 17 Monate und spätestens 113 Monate (9,4 Jahre) nach der Operation. Ferner war es möglich, von diesen 422 Schultern 218 Schultern (Untersuchungsgruppe) für einer Nachuntersuchung zu gewinnen, welche durchschnittlich 18,4 Tage nach der telefonischen Befragung stattfand. Die anderen Patienten konnten oder wollten nicht zu einer Nachuntersuchung erscheinen. Die Nachbefragungs- und Nachuntersuchungszeiträume sind in Tabelle 4-2 dargestellt.

Bei den 422 Schultern waren 231 Patienten männlich und 190 weiblich. Das Alter zum Operationszeitpunkt lag im Schnitt bei 51,4 Jahren, der jüngste Patient war 20 Jahre, der älteste 79 Jahre alt.

Tabelle 4-2: Postoperativer Nachuntersuchungszeitraum für Telefonbefragung und Untersuchung

Jahre nach OP Telefongruppe	2	2-4	4-6	6-8	>8	Gesamt
Anzahl (Schultern)	22	158	127	91	24	422
Jahre nach OP Untersuchungsgruppe	2	2-4	4-6	6-8	>8	
Anzahl (Schultern)	14	77	61	51	15	218

4.2.2 Vergleich Telefonbefragung und Untersuchung

Es sollte analysiert werden, ob es möglich ist, den Constant-Murley-Score, andere Schulter-Scores und die Visuelle-Analog-Skala (VAS) telefonisch zu erheben (siehe Kap. 4.2.3). Bei der telefonischen Erhebung des Constant-Scores wurden die objektiven Gesichtspunkte des Scores wie Kraft (25 Punkte) und Bewegungsausmaß (40 Punkte) erhoben. Dazu wurde der Kraftstatus eingeteilt von keine Kraft (0 Punkte) über die Zwischenstufen kaum, grobe, mäßige und gute bis maximale Kraft (25 Punkte) in je 5 Punktabschnitte. Unterstützend zur subjektiven Einschätzung des Kraftstatus wurde mit Angabe von Beispielen wie Heben eines mit Wasser gefüllten Eimers normaler Größe gearbeitet. Der Patient sollte die Kraft ebenfalls unter Berücksichtigung seines Alters einschätzen. Die Bewegungsausmaße wie Abduktion und Anteversion wurden in Höhen der Körperlinien eingeteilt und abgefragt, während der Patient vor einem Spiegel stand (Brusthöhe = waagrecht = 90°, etc.). Wenn bei der telefonischen Befragung kein Spiegel zur Verfügung stand, sollte der Patient mit dem betroffenen Arm die Uhrzeit anzeigen (3 Uhr bzw. 9 Uhr = 90°). Zur Festlegung von Innenrotation und Außenrotation wurden die bekannten Orientierungspunkte geprüft (wie Hand auf Oberschenkel/Wirbel etc. und Hand in Nacken mit Ellenbogen nach vorne/ zur Seite). Bei der späteren klinischen Untersuchung waren die zuvor telefonisch erhobenen Daten den Untersuchern nicht bekannt.

4.2.3 Datenerhebung und Untersuchungsscores

Zur Beurteilung der Ausgangssituation und Bewertung von Zusatzdiagnosen war der Constant-Score präoperativ erhoben worden. Retrospektiv wurden Daten aus den Operationsberichten, aus den stationären Akten und aus den Akten der ambulanten Behandlung ausgewertet. Erhoben wurden der Beginn der Symptome bzw. die Schmerzen bis zur Operation, eine vorausgegangene konservative oder operative Therapie, die Operationsdauer, intraoperative und radiologische Befunde (z.B. der Zustand der Rotatorenmanschette, Tendinitis calcarea). Ferner war es möglich, bei 227 Schultern durchschnittlich 2,1 Monate und von 89 Schultern 4,8 Monate nach der Operation den Constant-Score zu bestimmen.

Präoperativ wurde nur der Constant-Score erhoben. Bei der telefonischen Befragung wurden der Constant-Murley-Score (mit der Wertung: 86-100 Pkt.=sehr gut, 71-85 Pkt.=gut, 56-70 Pkt.=befriedigend, <56 Pkt.=schlecht) [37,38], der UCLA-Score [44], ASES-Score [170], der Simple-Shoulder-Test [132], sowie Analog-Skalen (VAS, Visuelle-Analog-Skala) für Schmerzen, Instabilitätsgefühl, Zufriedenheit mit der Operation und Funktion der operierten Schulter dokumentiert. Desweiteren wurde erfragt, ob ein Rentenverfahren zum Zeitpunkt der Operation oder klinischen Nachuntersuchung in Bearbeitung war, eine erneute Operation erforderlich war und Beruf oder Freizeitaktivitäten auf Grund der Schulterbeschwerden gewechselt werden mussten. Die Dauer der telefonischen Befragung betrug im Schnitt zehn Minuten pro Schulter.

Bei der klinischen Untersuchung erfolgte die Kraftmessung mit dem Nottingham Mecmesin-Myometer für Abduktion und Anteversion. Ferner wurden klinische Untersuchungstests zur Beurteilung von Rotatorenmanschette und Bizepssehne durchgeführt sowie das Bewegungsausmaß gemessen und fotografisch dokumentiert. Die Untersuchung wurde von zwei voneinander unabhängigen Untersuchern durchgeführt, die den jeweiligen Patienten nicht telefonisch befragt und die Patienten auch nicht operiert hatten. Die subjektive Beurteilung des Operationsergebnisses mit Hilfe der VAS wurde von den Patienten vor der klinischen Untersuchung anhand eines einfachen Fragebogens ohne Anwesenheit des Untersuchers durchgeführt.

4.2.4 Operationstechnik

Alle Patienten wurden in Seitenlage bei 70° abduziertem, 20° flektiertem Arm und mit einem Extensionsgewicht von ca. sechs Kilogramm operiert. Die durchschnittliche Operationsdauer betrug 48 Minuten bei maximal 117 Minuten. Die 422 Eingriffe wurden von 14 verschiedenen Operateuren durchgeführt, wobei 370 Operationen von nur vier Operateuren vorgenommen wurden.

Vor der subacromialen Dekompression wurde eine Inspektion des glenohumeralen Gelenkes durchgeführt, um nach pathologischen Befunden, insbesondere Läsionen der Rotatorenmanschette, der Bizepssehne und nach Labrumdefekten zu suchen. Nach Zugang zum subacromialen Raum und Schaffung eines lateralen Arbeitszuganges erfolgte eine Bursektomie. Anschließend wurde die antero-laterale Unterkante des Akromions dargestellt und sparsam knöchern geglättet, nachdem der Ansatz des Ligamentum coracoacromiale reseziert wurde. Bei ausgeprägtem knöchernen Arcomionsporn wurde dieser mit einem Acromionizer geglättet. Bei der abschließenden Funktionskontrolle wurde bei Abduktion, Innen- und Außenrotation das freie Gleiten der Rotatorenmanschette unter dem Akromion überprüft. Am Tag nach der Operation wurde mit passiven Bewegungsübungen begonnen. Für sechs Wochen postoperativ waren repetitive Überkopfarbeiten zu vermeiden.

4.2.5 Statistische Methoden

Die Übereinstimmung zwischen der Telefonbefragung und der objektiven klinischen Untersuchung wurde mit dem Bland-Altman-Plot beurteilt, der für ein metrisches Merkmal und zwei Messungen aussagekräftig ist. Im Weiteren wurden die üblichen statistischen Standardverfahren wie Bestimmung von Mittelwert, Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum verwendet. Über den Bland-Altman-Plot wurde bei Messung eines metrisches Merkmals (Schulterfunktion im Sinne von Constant) mit zwei Messungen (Telefonbefragung und klinische Untersuchung) keine Signifikanz angegeben.

Für die Berechnung des negativen oder positiven prädiktiven Wertes einer klinischen Zusatzdiagnose diente der Mann-Whitney-U-Test, der die zwei Behandlungsgruppen - erste Gruppe mit Zusatzdiagnose und zweite Gruppe ohne Zusatzdiagnose - verglich.

4.3 Ergebnisse

4.3.1 Telefonbefragung/Untersuchung

Für alle erhobenen Schulter-Scores und die VAS, ausgenommen den Constant-Score, ergab sich eine hohe Übereinstimmung zwischen telefonischer Datenerhebung und klinischer Untersuchung (Abb. 4-1).

Für den Constant-Score lagen die Mittelwerte beider Erhebungsverfahren sehr dicht beieinander (Abb. 4-1). Die Mittelwerte der operierten Schultern betrugen in der telefonischen Evaluierung 82 und bei klinischer Analyse 83 Punkte. Der Mittelwert der nicht operierten Schultern betrug bei der telefonischen Befragung 85 bzw. bei der klinischen Untersuchung 86 Punkte. Damit waren die Untersuchungswerte etwas besser als die telefonisch erhobenen. Die Mediane beider Verfahren waren bei der operierten Seite gleich (90 Punkte) und bei der nicht operierten Seite unterschieden sie sich um einen Punkt (93 und 92 Punkte).

Bei Analyse des Bland-Altman-Plots (Abb. 4-2), wurde ersichtlich, um wie viel sich jeder einzelne Patient bei der telefonischen Befragung verschätzte. Die Abbildung zeigt die relativ große Streuung, was zu einer nicht validen Telefonbefragung des Constant-Scores führt. Die Patienten schätzten sich am Telefon im Vergleich zum bei der klinischen Untersuchung erhobenen Wert im Schnitt um 1,2 Punkte ($\pm 9,0$) an der nicht operierten und um 1,4 Punkte ($\pm 9,3$) an der operierten Seite schlechter ein.

4.3.2 Scores und VAS (Telefon- und Untersuchungsgruppe)

Der präoperative durchschnittliche Wert des Constant-Scores (Rohwert, ohne Korrekturfaktoren) betrug 45,9 Punkte und verbesserte sich auf 81 ($\pm 18,7$ Punkte) (Tabelle 4-3). Im Schnitt verbesserte sich jeder Patient

(Untersuchungsgruppe) um 35,2 Punkte im Constant-Score (Median 39,5 Punkte). Das Boxplot-Diagramm (Abb. 4-1) zeigt die präoperativen Constant-Werte im Vergleich zu den postoperativen und zu den telefonischen und bei der Untersuchung erhobenen Werten. Insgesamt erreichten 77,5% ein sehr gutes oder ein gutes Ergebnis, während 10,6% der Patienten ein schlechtes Ergebnis erzielten (Abb. 4-3). Im Verlauf nach der Operation (nach 2,1 bzw. 4,8 Monaten) kam es zu einer Verbesserung des Constant-Scores.

Bei Betrachtung der Abhängigkeit der Resultate vom Alter der Patienten zeigte sich, dass Patienten, die zum Zeitpunkt der Operation älter als 60 Jahre waren, signifikant mehr von der Operation profitierten als jüngere Patienten. Bis zum Alter von 60 Jahren waren die Erfolgsraten (gute und sehr gute Ergebnisse) nahezu gleich und lagen zwischen 60% und 65% für den UCLA- sowie zwischen 71% und 77% für den Constant-Score. Über einem Alter von 60 Jahren zeigten sich Erfolgsraten von 91% für den Constant-Score und 88% für den UCLA-Score.

Analog zu den Resultaten des Constant-Scores lag auch beim Score der Universität von Los Angeles (UCLA-Score) der durchschnittlich erreichte Punktwert (Telefongruppe und Untersuchungsgruppe gleich) mit 28,9 ($\pm 7,2$) im Bereich der guten Ergebnisse. Im UCLA-Score zeigten 66,8% der operierten Patienten gute bis sehr gute Ergebnisse. Mit 15,6% erreichten ähnlich viele Patienten wie bei den anderen Scores ein nicht zufriedenstellendes Ergebnis (Abb. 4-4).

Die Ergebnisse, gemessen mit dem ASES-Score, ergaben ein ähnliches Bild (Telefongruppe, Abb. 4-5). Hier erreichten 60,6% der Patienten ein ausgezeichnetes bzw. gutes und 19,9% ein schlechtes Ergebnis. Der durchschnittliche Punktwert betrug 81 Punkte ($\pm 23,2$). Auch bei diesem Score lag die durchschnittlich erreichte Punktzahl über 80 von 100 möglichen Punkten, was annähernd den beim Constant-Score erreichten Werten entsprach.

In dem Simple-Shoulder-Test (Telefongruppe) wurde ähnlich den anderen Scores in 63% der Fälle ein gutes oder sehr gutes Resultat erzielt. Bei Verwendung dieses relativ einfachen Tests waren 13,3% schlechte Ergebnisse zu verzeichnen.

Neben den über Schulter-Scores erfassten objektiven Outcome-Parametern wurden auch subjektive Parameter erhoben (Abb. 4-6). Die Zufriedenheit mit dem Operationsergebnis wurde anhand einer Skala (VAS) von 0 bis 10 ermittelt und betrug im Mittel 8,2 ($\pm 2,6$). Im Gegensatz zu den objektiven Schulter-Scores war die Erfolgsquote bei subjektiver Einschätzung des Operationsergebnisses höher. Der Anteil der zufriedenen Patienten (VAS 8 bis 10) lag bei 75%, der Anteil unzufriedener Patienten (VAS 0 bis 2) bei 5%. Neben den subjektiven Parametern Funktion und Zufriedenheit zeigten die Werte für Schmerz an der operierten Schulter ebenfalls überwiegend gute Resultate. Mit der Einteilung 0=keine Schmerzen und 10=maximale Schmerzen lag der Mittelwert für Schmerz bei 2,0 ($\pm 2,7$).

Die präoperative Schmerzdauer hatte keinen Einfluss auf das Ergebnis der Operation.

Tabelle 4-3: Übersicht der telefonisch erhobenen Ergebnisse

	Mittelwert	Standard-abweichung	Min	Max	Median	Untere Quartile	Obere Quartile
Constant OP	81,1	18,7	5	100	89	70,8	95
Constant non-OP	86,3	15,6	17	100	93	83	96
UCLA OP	28,9	7,2	3	35	32	25	35
UCLA non OP	30,6	5,8	8	35	33	29	35
ASES OP	81	23,2	10	100	93	67	100
ASES non-OP	87,4	19,3	15	100	100	80	100
SST	10,1	2,9	0	12	12	9	12
VAS Schmerz OP	2,1	2,7	0	10	0	0	4
VAS Schmerz non OP	1,4	2,8	0	10	0	0	3
VAS Zufriedenheit OP	8,2	2,6	0	10	10	7	10
VAS Funktion OP	8,1	2,4	0	10	9	7	10
Funktion in %	84,9	21,2	0	100	100	70	100

non-OP = nicht operierte Schulter

4.3.3 Nebendiagnosen und schlechte Resultate

Nicht alle Patienten profitierten von der arthroskopischen subacromialen Dekompression (Abb. 4-7, Abb. 4-8, Abb. 4-9).

Einige wenige Patienten verschlechterten ihr funktionelles Ergebnis sogar deutlich. Die größte Verschlechterung betrug 50 Punkte für den Constant-Score. Es zeichnete sich eine Gruppe von Patienten mit schlechtem Ergebnis ab. So hatten zum Beispiel die beiden negativen Extremfälle mit 40 und 50 Punkten Verschlechterung ein laufendes Rentenverfahren. Statistisch signifikante Unterschiede bzw. positive prädiktive Werte ergaben sich nur für das Zusatzmerkmal Rente ($p=0.00$). Für die anderen Zusatzdiagnosen ergaben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede, aber Tendenzen (Tabelle 4-4). Betrachtet man die Rentenantragsgruppe allein, so zeigte sie im Schnitt nur 17,9 Punkte (Constant-Score, Untersuchungsgruppe) Verbesserung (Median 14 Punkte). Im Gegensatz zu den Patienten, die ein Rentenantragsverfahren perioperativ stellten, verbesserten sich alle anderen Patienten im Mittel um 37 Punkte (Median 41 Punkte).

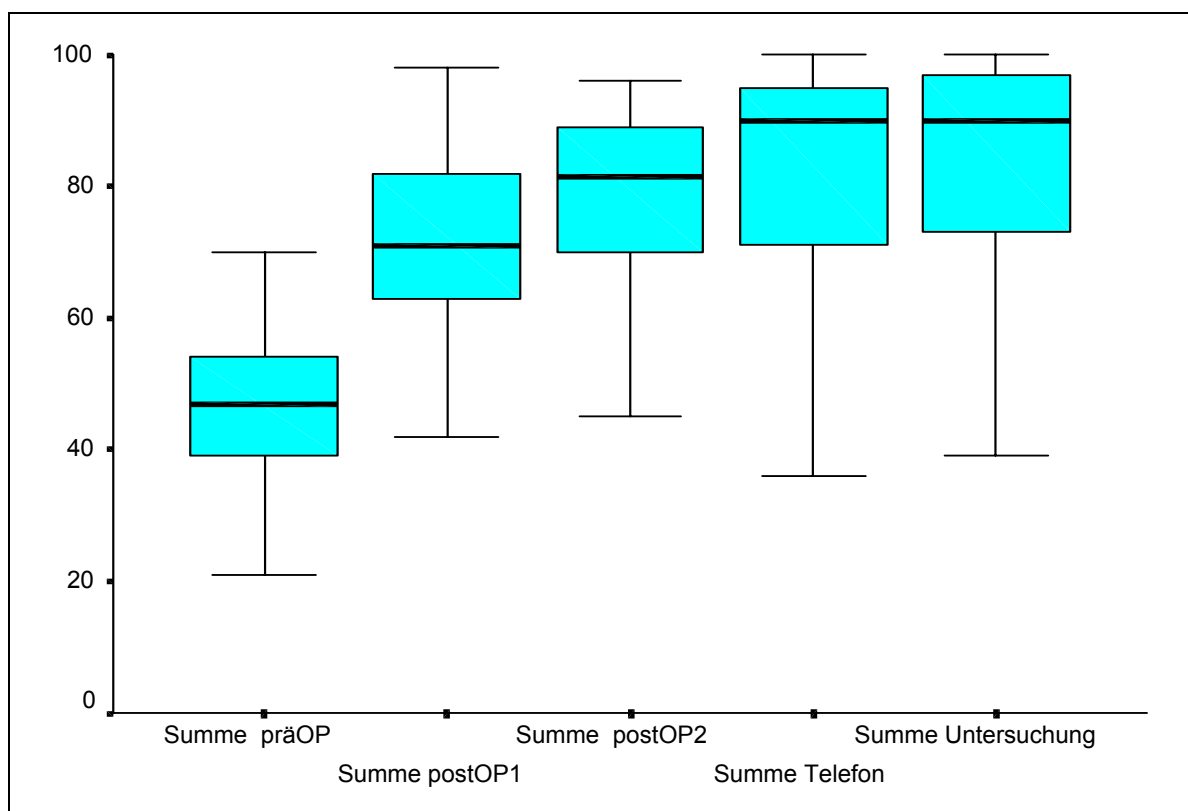
Der Anteil von Patienten mit schlechtem, ausreichendem und befriedigendem Ergebnis war bei Rezidivoperationen und bei der Zusatzdiagnose SLAP-Läsion höher (statistisch nicht signifikant, $p=0.41$ bzw. $p=0.18$, Abb. 4-7). Die Gruppe, die am meisten von der Operation profitierte, waren Patienten mit der Diagnose Tendinitis calcarea. Diese verbesserten sich im Schnitt um 39,5 Punkte (Median 41,5 Punkte). Eine komplette Ruptur der Rotatorenmanschette führte zu einem statistisch nicht signifikant schlechteren oder besseren Ergebnis. Analog zu den Ergebnissen, basierend auf dem Constant-Score, waren die Resultate auf Grundlage des UCLA-Scores (Abb. 4-8).

Die Nebendiagnosen, aufgeschlüsselt anhand der subjektiven VAS-Skala Zufriedenheit, zeigten ein ähnliches Bild (Abb. 4-9). Patienten mit der Zusatzdiagnose Tendinitis calcarea und kompletter Ruptur der Rotatorenmanschette waren am zufriedensten nach der ASD. Bei der telefonischen Befragung hatten die Patienten mit perioperativ gestellten Rentenanträgen bzw. einer Rezidivoperation etwas bessere Resultate als im Vergleich zu der Untersuchungsgruppe.

Tabelle 4-4: Zusatzdiagnosen

RM Ruptur komplett	p=0.84
RM Ruptur partial	p=0.51
SLAP	p=0.18
Tendinitis Calcarea	p=0.24
Rezidiv	p=0.41
Rentenverfahren	p=0.00*

*Signifikant (getestet wurde, ob mit einer bestimmten Diagnose ein besseres Ergebnis erzielt wurde als ohne diese Diagnose)

**Abb. 4-1****Boxplot Constant-Score**

Post OP1: Ø 2,1 Monate post OP (226 Patienten)

Post OP2: Ø 4,8 Monate post OP (89 Patienten)

Untersuchung/Telefon: Ø 58 Monate (4,8 Jahre) post OP (422 Patienten)

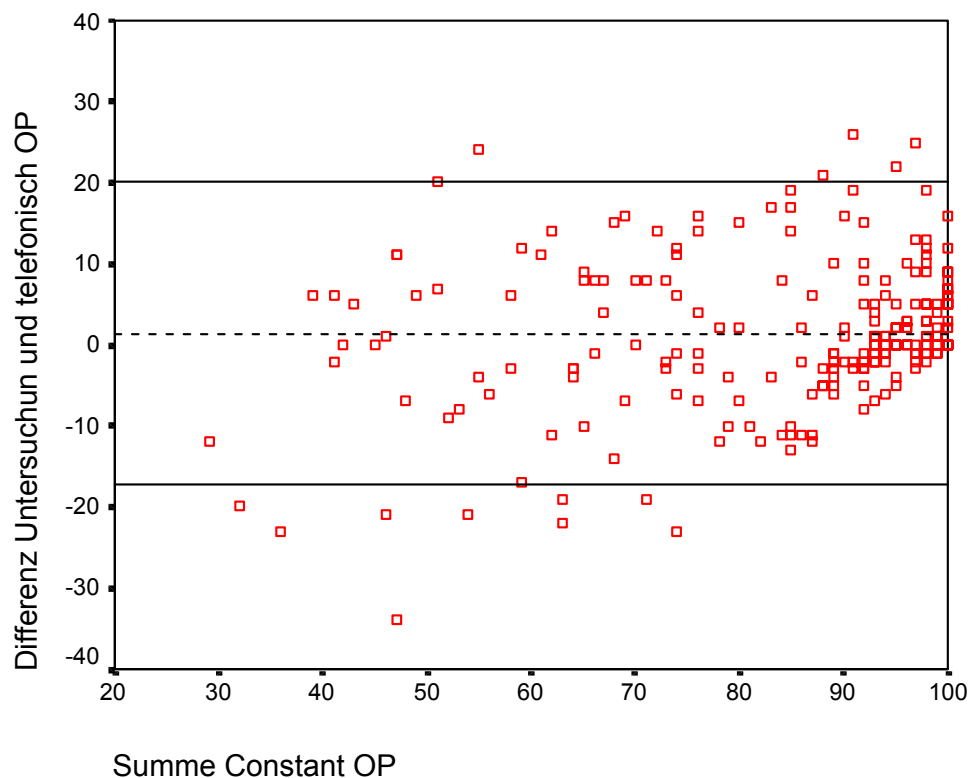


Abb. 4-2

Relation Telefongruppe/Untersuchungsgruppe für den Constant-Score (Bland-Altman-Blot).

(Der Korrelationskoeffizient misst die Stärke eines Zusammenhangs zweier Variablen, nicht ihre Übereinstimmung. Perfekte Übereinstimmung bedeutet, dass alle Werte auf der Diagonalen liegen; perfekte Korrelation bedeutet, dass alle Werte auf einer beliebigen Geraden liegen. Dabei können Daten mit schlechter Übereinstimmung trotzdem hoch korreliert sein. Die Größe des Korrelationskoeffizienten ist abhängig von der Streuung der Merkmale, die Übereinstimmung sollte davon unabhängig sein. Der Signifikanztest testet die Hypothese, dass ein Zusammenhang zwischen den beiden Methoden besteht. Es wäre verwunderlich, wenn zwischen zwei Methoden, die dasselbe messen, kein Zusammenhang bestünde. Es ist unwahrscheinlich, dass die beiden Methoden so perfekt übereinstimmen, dass die Resultate für alle Individuen identisch sind. Von Interesse ist es, zu bestimmen, um wie viel sich die beiden Methoden unterscheiden. Diese Differenzen lassen sich mit dem Bland-Altman-Plot veranschaulichen).

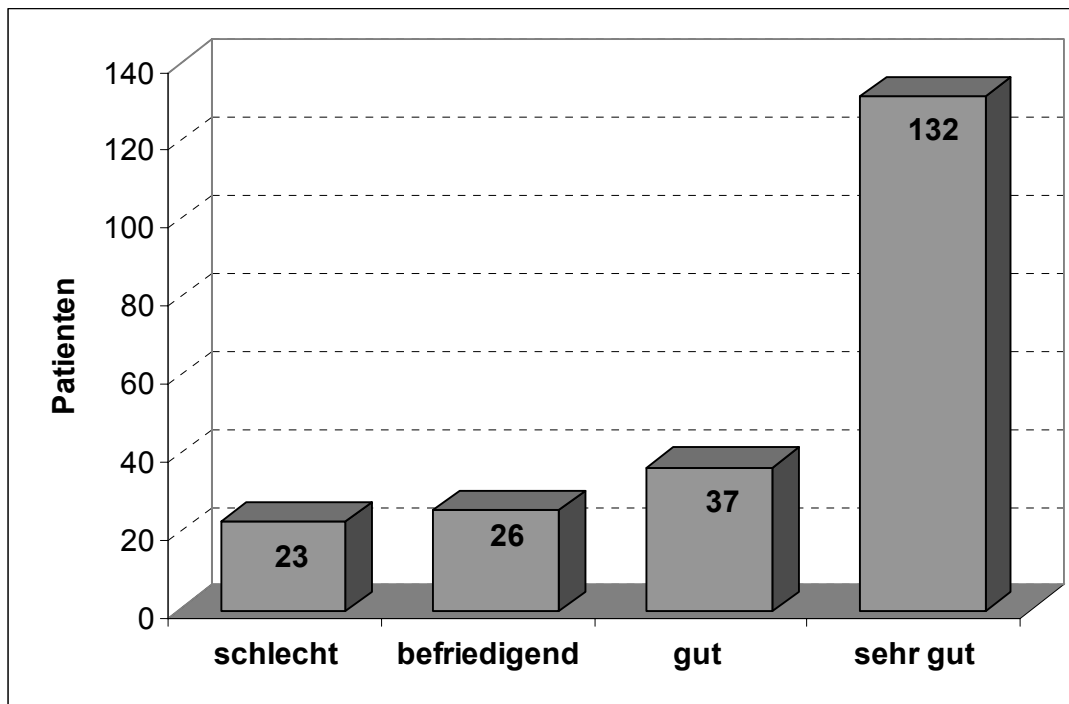
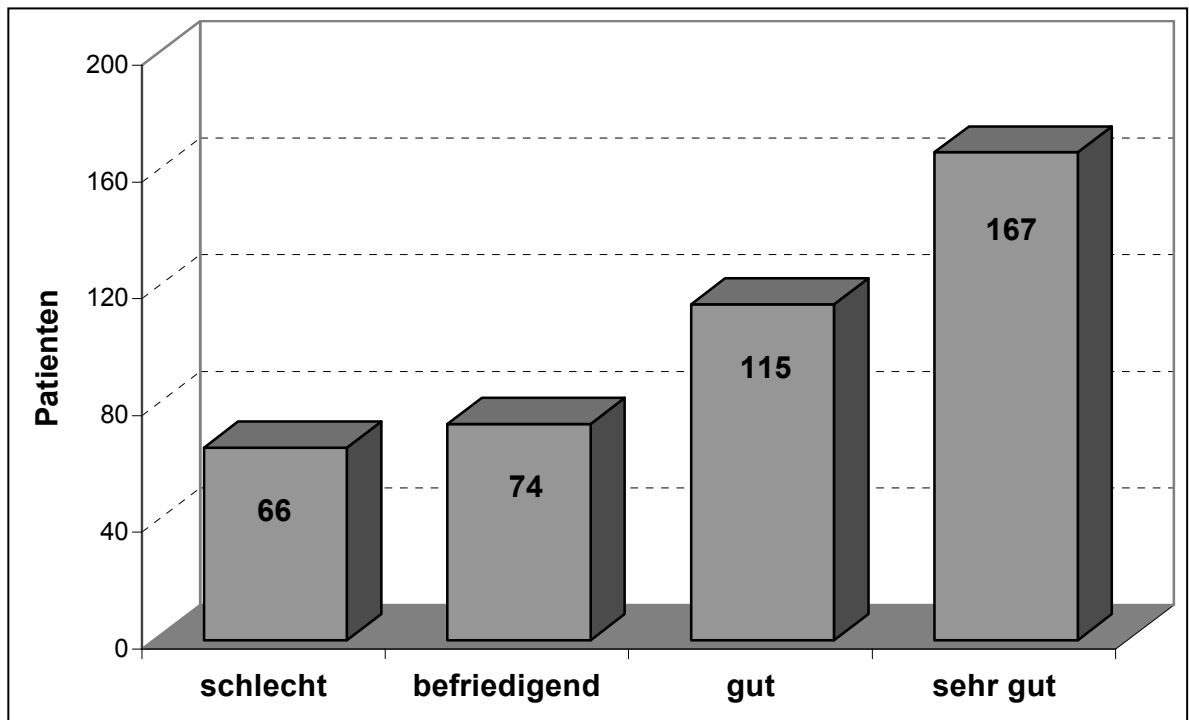
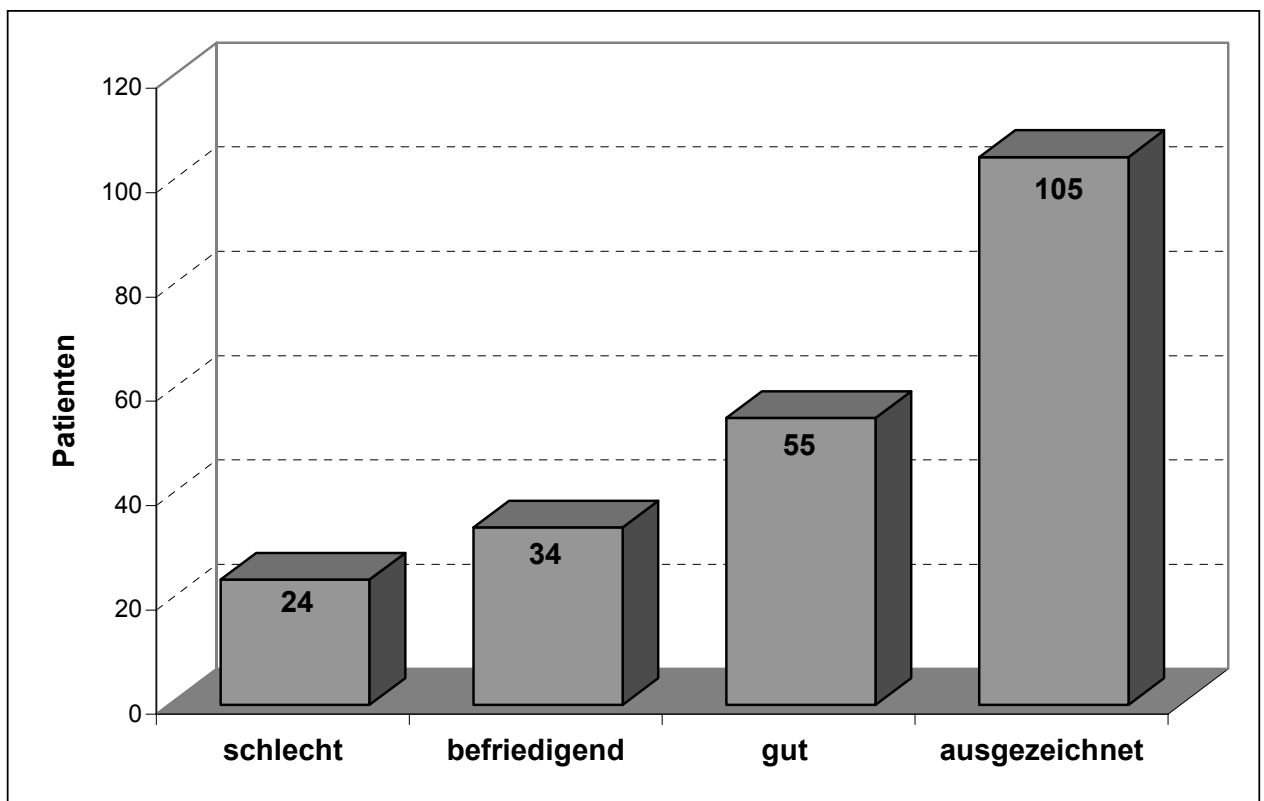


Abb. 4-3
Outcome nach Constant-Score (Untersuchungsgruppe)



A: Ergebnis basierend auf dem UCLA Schulter-Score (Telefongruppe, alle Patienten)



B: Ergebnis basierend auf dem UCLA Schulter-Score (Untersuchungsgruppe)

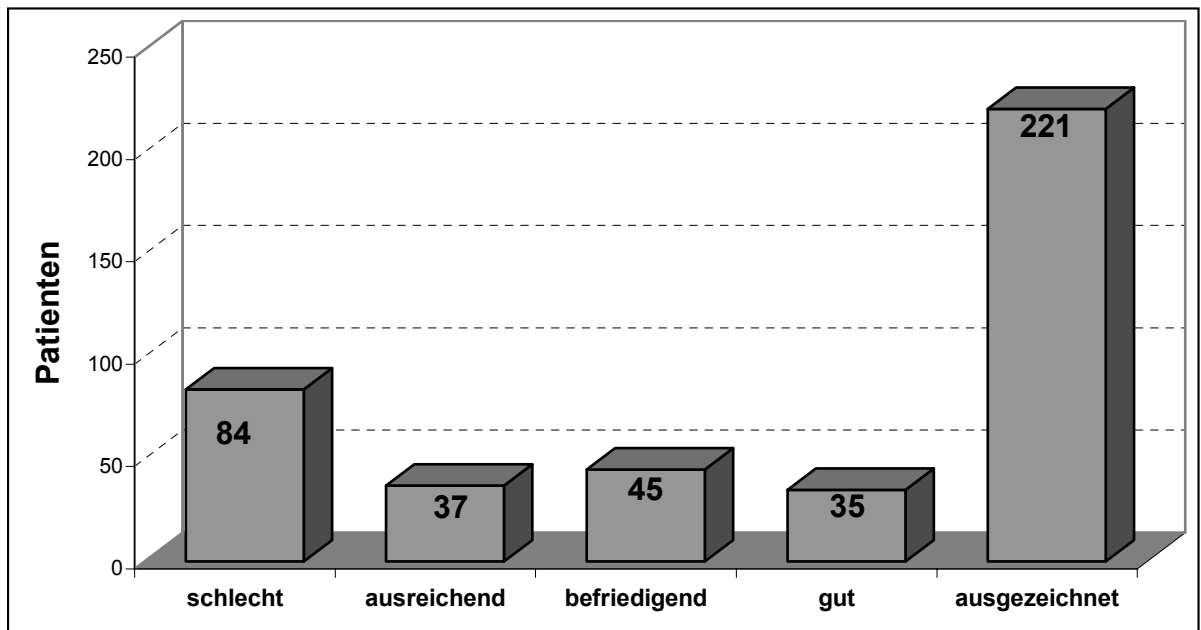


Abb. 4-5
Outcome ASES-Score (Telefongruppe)

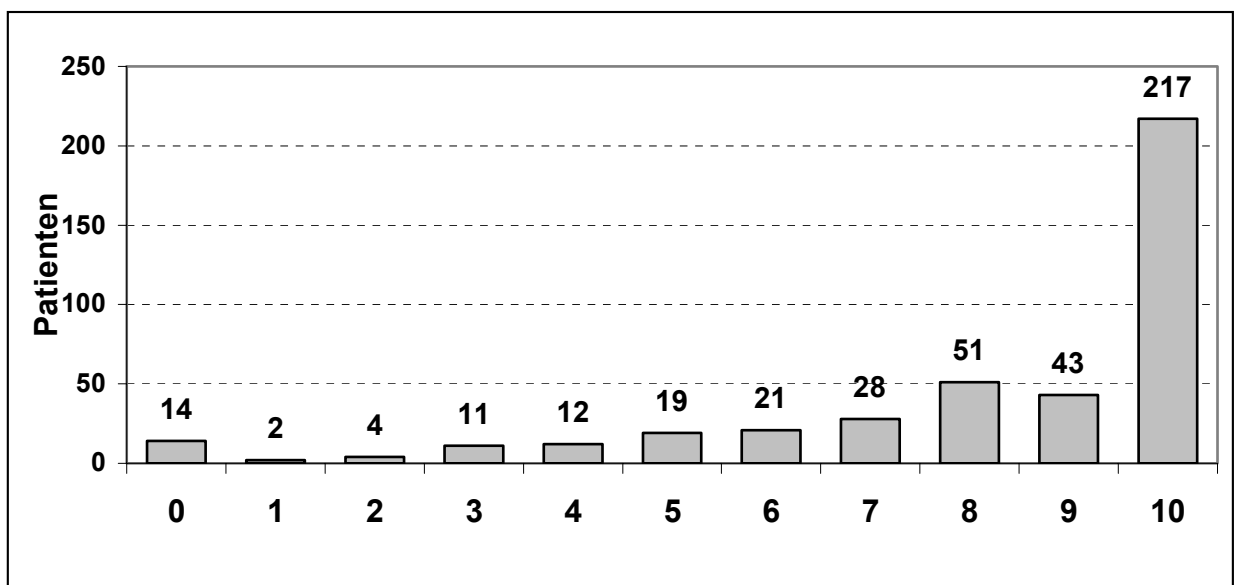
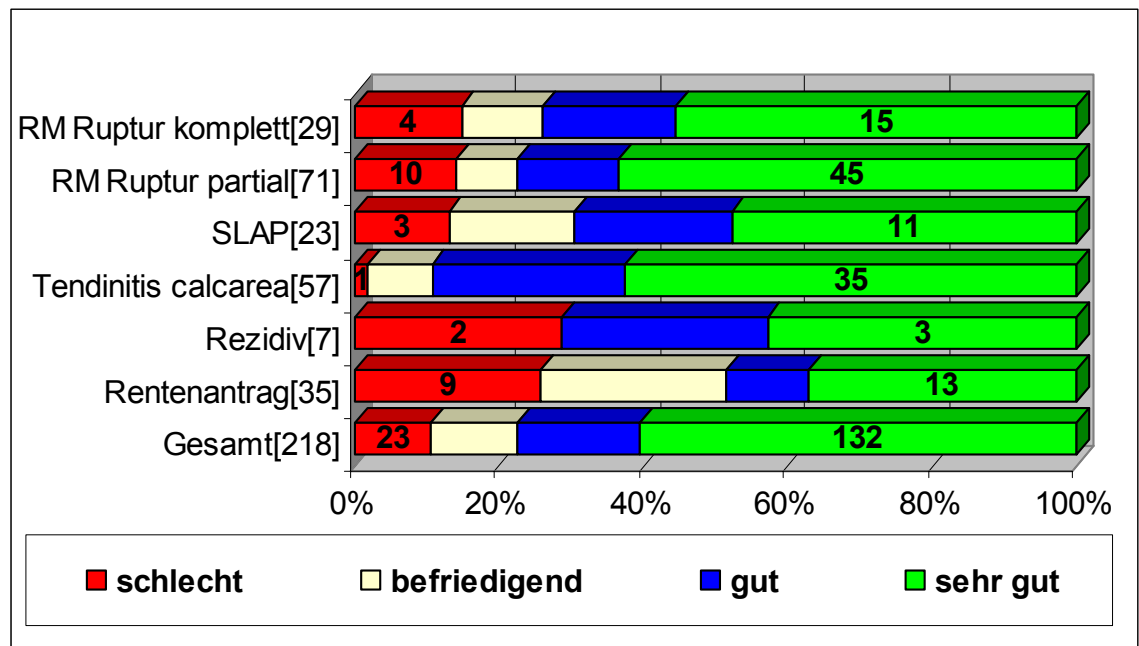


Abb. 4-6
Subjektive Beurteilung der Zufriedenheit mit dem Operationsergebnis nach VAS
Skala von 0 (sehr unzufrieden) bis 10 (sehr zufrieden, beschwerdefrei) für
Telefon- und Untersuchungsgruppe



RM Rotatorenmanschette

Abb. 4-7

Resultate (Constant-Score) unter Berücksichtigung der Zusatzdiagnosen für Untersuchungsgruppe.

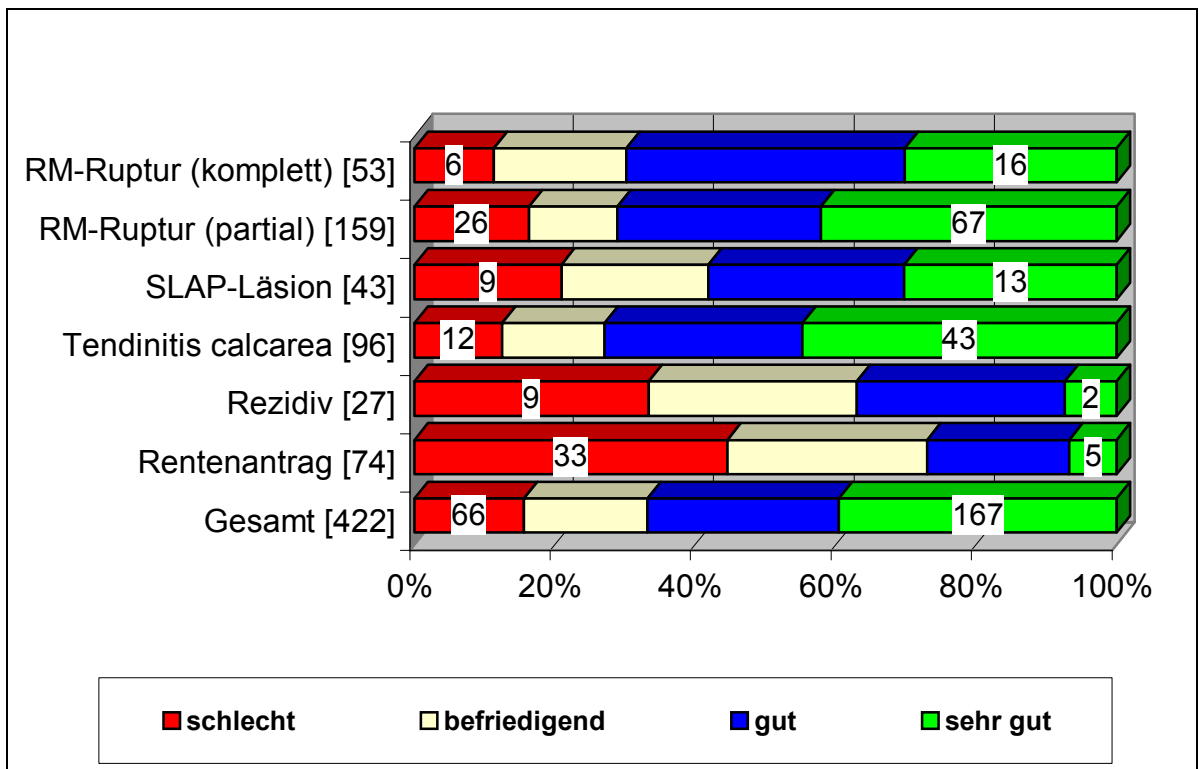


Abb. 4-8

Resultate (UCLA-Score) unter Berücksichtigung der Zusatzdiagnosen für Telefongruppe.

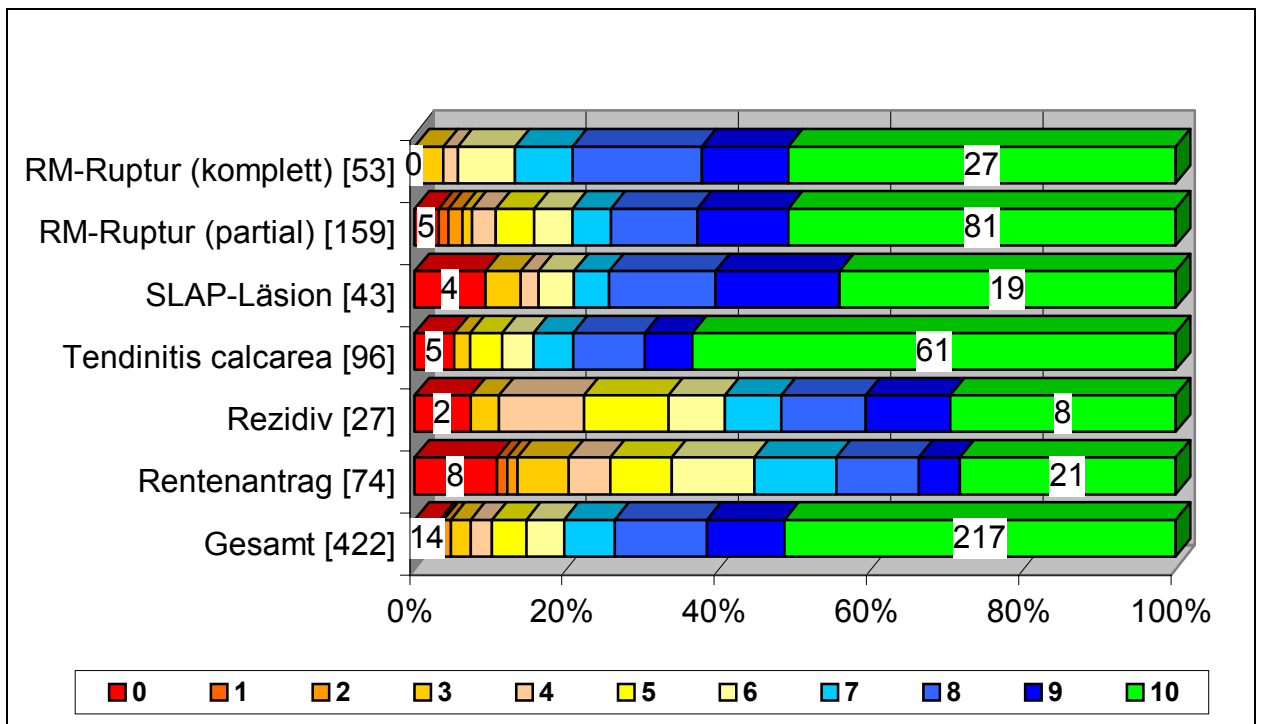


Abb. 4-9

Zufriedenheit (VAS) unter Berücksichtigung der Zusatzdiagnosen für Telefongruppe. VAS Skala von 0 (sehr unzufrieden) bis 10 (sehr zufrieden, beschwerdefrei) für Telefon- und Untersuchungsgruppe

4.4 Diskussion

In der retrospektiven Studie zeigten sich bei 422 Schultern durchschnittlich fünf Jahre nach arthroskopischer subacromialer Dekompression bei 77% der Patienten gute und sehr gute Ergebnisse. Langfristig wurde eine Verbesserung des Constant-Scores um durchschnittlich 35 Punkte erzielt. Ferner zeigte sich, dass telefonisch eine Erhebung des UCLA- und ASES-Scores, des Simple-Shoulder-Tests sowie der subjektiven Zufriedenheit (VAS) sicher durchgeführt werden kann. Nicht möglich dagegen war eine telefonische Erhebung des Constant-Scores.

Die telefonische Erhebung von Outcome-Daten nach einer Schulteroperation hat Vorteile, jedoch auch Limitationen. In der Studie waren die Resultate der klinischen Untersuchung tendenziell besser. Dabei zeigte sich eine Abweichung der Ergebnisse durch die Selektion für die Untersuchung. So sind zum Beispiel vermehrt Patienten mit gutem Ergebnis etwa bei der Zusatzdiagnose Tendinitis Calcarea zur Untersuchung erschienen. Das Risiko, den Patienten bei der Befragung ein gutes Ergebnis zu suggerieren, ist zu vernachlässigen. Die Befragung wurde durch unabhängige Untersucher, also nicht durch die Operateure selbst und anhand eines standardisierten Fragenkataloges durchgeführt. So konnte in der vorliegenden Studie sogar nachgewiesen werden, dass die Mehrheit der Patienten sich tendenziell bei der telefonischen Befragung unterschätzte.

Die telefonische Befragung hat wesentliche Vorteile, da eine höhere Nachkontrollrate insbesondere bei Langzeitstudien erreicht werden kann. Mehrere Jahre nach der Operation waren viele Patienten nicht bereit, zu einer klinischen Untersuchung zu erscheinen. So waren 101 Patienten aufgrund der räumlichen Entfernung zwischen Wohnort und Klinik nicht für eine Nachuntersuchung zu gewinnen. Die telefonische Befragung wurde bereits von anderen Arbeitsgruppen durchgeführt [25,27,156,176,181]. In diesen Studien erfolgte aber keine klinische Kontrolle der telefonischen Befragung. Diese

Studien hatten ferner geringere Fallzahlen, sodass keine Aussagen über die Möglichkeit der telefonischen Datenerhebung gemacht werden konnten.

In der vorliegenden Studie wurden verschiedene Schulter-Scores verwendet. Von Bedeutung ist jedoch auch eine patientenbezogene Gewichtung der Beurteilung des Operationsergebnisses. Daher erfolgte neben der Erhebung rein objektiver Scores auch eine Beurteilung mit subjektiven Beurteilungsschemen, wie dies von anderen Autoren empfohlen wird [71,151,195,237].

Es zeigte sich, dass sich die subjektive Erfolgsrate gegenüber der Verwendung eines objektiven Scoring-Systems deutlich verbessert. In dieser Studie stieg die Erfolgsrate von 75% objektiv auf 85% subjektiv an. Ein Grund hierfür ist, dass die Patienten andere Schwerpunkte bei der Beurteilung des Operationsergebnisses setzen als das bei einer objektiven Analyse der Fall ist. So ist die Schmerzfreiheit nach der Operation für die meisten Patienten ein Haupt-, eine völlige Bewegungsfreiheit dagegen eher ein Nebenkriterium. Ebenso ist vermutlich gerade in einem höheren Lebensalter die Kraft der operierten Schulter, wie von Constant und Murley [38] definiert, für die Zufriedenheit des Patienten mit dem Behandlungsergebnis weniger relevant. Dennoch ist die klinische Untersuchung ein wichtiger Bestandteil bei der Beurteilung einer operativen Therapie und einer telefonischen Befragung vorzuziehen.

In der Literatur variieren die Resultate nach arthroskopischer subacromialer Dekompression zum Teil erheblich. So werden Erfolgsraten von 27% bis 100% angegeben [2,8,55,56,91,130,196,202] (siehe Tabelle 4-1). In der vorliegenden Studie wurden über 75% gute und sehr gute Ergebnisse erreicht. Ein Vergleich mit anderen Studien ist erschwert, da die Untersuchungsparameter zum Teil differieren [4,45,90,111,203]. Auch gibt es erhebliche Unterschiede im Bezug auf Zusatzdiagnosen wie begleitende Läsionen der Rotatorenmanschette [8,25,27,30,150,180,198,237] und dem Nachuntersuchungszeitraum [67,203]. Mit einer in der Literatur angegebenen durchschnittlichen Erfolgsquote von ca. 75% sind die Ergebnisse jedoch im Wesentlichen in Übereinstimmung mit der Literatur.

Bei der arthroskopischen subacromialen Dekompression spielt die Resektion des coracoakromialen Bandes eine Rolle. Die Resektion desselben wird routinemäßig bei der ASD empfohlen [70]. Bei allen Patienten dieser Studie wurde auch diese Prozedur durchgeführt. Ob eine Rückbildung des Bandes für schlechte Resultate verantwortlich ist, kann nicht ausgesagt werden [6], da keine Vergleichsgruppe ohne Resektion des Bandes untersucht wurde.

In unserer Studie wurden die Ergebnisse auch unter Berücksichtigung bestimmter, bei der Operation erhobener Zusatzdiagnosen analysiert. Ein Nachteil war dabei, dass das Patientengut nicht unmittelbar bei der Operation nach Zusatzdiagnosen selektiert wurde, sondern die Daten retrospektiv erhoben werden mussten. Damit wurde etwa bei Rotatorenmanschettenrupturen nur nach Partial- und Komplettrupturen unterschieden und nicht die Größe der Läsion untersucht [131]. Ferner wurden unter SLAP-Läsionen die nicht therapierten Läsionen (ohne Refixation oder Resektion) zusammengefasst, ohne unterschiedliche Stadien zu berücksichtigen.

Die erfassten Zusatzdiagnosen außer dem des laufenden Rentenverfahrens hatten keinen statistisch signifikanten Einfluss auf das Ergebnis. Jedoch ließen sich Tendenzen ableiten, so zum Beispiel bessere Erfolgsaussichten bei Tendinitis calcarea als bei Rezidiveingriffen oder SLAP-Läsion.

In unserer Studie zeigten sich gute Resultate nach ASD bei kompletter Ruptur der Rotatorenmanschette, jedoch kein statistisch signifikanter Unterschied im Vergleich zu den Patienten mit intakter Rotatorenmanschette. Der Erfolg der ASD bei Ruptur der Rotatorenmanschette wird kontrovers diskutiert, wobei festzuhalten ist, dass die Mehrheit der Autoren keinen signifikanten Einfluss des Vorhandenseins einer Läsion der Rotatorenmanschette auf das Ergebnis der ASD feststellen konnte [48,55,81,176,237]. Von einigen Autoren wie Gartsman [56] und anderen [202,224] wird eine Rekonstruktion der Rotatorenmanschette empfohlen, da diese langfristig nach ASD weniger zufriedenstellende Ergebnisse erwarten.

Einen positiven Effekt im kurz- und mittelfristigen Bereich scheint die ASD bei der Therapie von kleinen und mittelgroßen Defekten der Rotatorenmanschette bei älteren Patienten zu haben, wenn keine Wiederherstellung der vollen Kraft

erforderlich ist [131,150,151]. Dieser positive Effekt bei älteren Patienten konnte auch in unserer Studie gezeigt werden. Andere Autoren dagegen empfehlen die subachromiale Dekompression auch bei Totalrupturen und verweisen auf gute Resultate [29,30,48,113,237].

So zeigten in unserer Studie 60% der Patienten mit Defekt der Rotatorenmanschette ein gutes bzw. sehr gutes Ergebnis. Damit sind die eigenen Ergebnisse vergleichbar mit Studien mit ähnlichem Patientengut [2,24,46,92,140,151,179,196,202,237]. Von anderen Autoren wird hier ein wesentlich höherer Anteil von bis zu 86% an guten und sehr guten Ergebnissen bei kompletter Ruptur der Rotatorenmanschette angegeben [46]. In Übereinstimmung mit der Literatur zeigt sich auch in unserer Studie ein besseres Ergebnis nach Komplettruptur im Vergleich zur Partialruptur [48,202]. Nach Analyse der eigenen Ergebnisse und unter Berücksichtigung der Literatur sollte eine ASD bei nachgewiesener Läsion der Rotatorenmanschette nur bei einer selektionierten Gruppe von Patienten durchgeführt werden, bei der vor allem eine kurz- und mittelfristige Schmerzreduktion gewünscht wird.

Die dokumentierten guten Ergebnisse bei der Zusatzdiagnose Tendinitis calcarea sind in Übereinstimmung mit der Literatur [177].

Bei Läsionen des superioren Labrums zeigten sich in unserer Studie vermehrt schlechte Resultate, was ebenso in Übereinstimmung mit der Literatur ist [123,131]. Im Zusammenhang mit SLAP-Läsionen scheint eine nicht korrekte präoperative Diagnosestellung von Bedeutung zu sein [69,153].

Auch der Einfluss des Rentenverfahrens auf die Ergebnisse ist bekannt und in der Literatur beschrieben [5,179].

5 Winkelstabile Osteosynthese zur Versorgung proximaler Humerusfrakturen

5.1 Einführung Winkelstabile Implantate

Plattenosteosynthesen sind ein fester Bestandteil der Frakturversorgung. Während in den sechziger und siebziger Jahren die Stabilität der Osteosynthese im Vordergrund stand, fanden seit den achtziger Jahren die Weichteile und die Knochenperfusion mehr Berücksichtigung. Im Rahmen dieser Entwicklung wurde Ende der achtziger Jahre der Begriff der sogenannten „biologischen Osteosynthese“ eingeführt [58], mit der ein weichteilschonendes Operieren im Vordergrund stand. Dies wurde z.B. durch die Weiterentwicklung indirekter Repositions- und Operationstechniken realisiert.

Bei Frakturen im Schaftbereich beruht die „biologische Osteosynthesetechnik“ zu Gunsten der Durchblutung auf einem weitgehenden Verzicht einer anatomischen Frakturposition mit rigider Osteosynthesestabilität. Maßgeblich ist, dass Knochenlänge, -rotation und -achse korrekt ausgerichtet sind. Bei Gelenkfrakturen dagegen hat die exakte anatomische Rekonstruktion der Gelenkflächen Priorität beibehalten.

Begleitend zu den operationstechnischen Weiterentwicklungen erfolgte eine wissenschaftliche Untermauerung dieser Erkenntnisse. Dies war die Grundlage für die Entwicklung neuer Plattengenerationen durch die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO). Zur Verbesserung der kortikalen Durchblutung unter der Platte wurde zunächst bei der LC-DCP (Limited Contact - Dynamic Compression Plate) eine gegenüber der herkömmlichen DCP (Dynamic Compression Plate) um 50% reduzierte Knochenauflagefläche realisiert. Die LC-DCP wurde in zahlreichen Experimenten getestet und in der Klinik eingesetzt [59,133,134,136,138,189]. Die LC-DCP war aber eine konventionelle Plattenosteosynthese, die zur stabilen Verankerung am Knochen Kompressionskräfte auf das Periost erzeugt (Abb. 5-1).

Mit dem PC-Fix (Point Contact Fixateur) wurde von der AO das Konzept eines Fixateur interne realisiert, der zur Stabilisierung keine Kompressionskräfte auf den Knochen mehr benötigte (Abb. 5-1, Abb. 5-2). Der Fixateur interne wurde

entwickelt, um ein zusätzliches iatrogenes Trauma im Bereich der Frakturzone zu minimieren [159,168]. Im Gegensatz zur konventionellen Verplattung muss bei der Stabilisierung mit einem Fixateur interne das Implantat nicht auf den Knochen gepresst werden, um die Fraktur zu stabilisieren (Abb. 5-2). Durch den Erhalt der periostalen Durchblutung und die Möglichkeit einer minimal-invasiven Applikation des Fixateur interne zur Minimierung des zusätzlichen operativen Traumas im Bereich der Frakturzone werden die Prinzipien der biologischen Osteosynthese unterstützt [160,210]. Darüber hinaus ist eine präzise anatomische Konturierung der winkelstabilen Implantate nicht erforderlich, da diese nicht auf den Knochen gepresst werden müssen [53,109,187,210,214].

Die Systemstabilität beim Fixateur interne resultiert aus der Winkel- und Axialstabilität der Schrauben/Platten-Verbindung (Abb. 5-1). Somit bestehen keine Kompressionskräfte zwischen Platte und Knochen bzw. Periost mehr wie bei der konventionellen Plattenosteosynthese. Dieses Konzept der winkelstabilen Verbindung ermöglicht die Verwendung von monokortikalen, selbstbohrenden und selbstschneidenden Schrauben, welche die peri- und endostale Durchblutung ebenfalls weniger beeinträchtigen. Systembedingt ist die Schraubenlage durch das Implantat vordefiniert und kann nicht mehr durch den Operateur frei gewählt werden. Dies impliziert eine neue Operationstechnik mit klarer Trennung der Operationsschritte Reposition und Frakturstabilisierung. Im ersten Schritt wird die Fraktur reponiert und temporär gesichert, im zweiten durch die Applikation des Fixateur interne stabilisiert. Dieses Vorgehen lässt ein Repositionsmanöver über die Platte bzw. den Fixateur nur bedingt zu, da die winkelstabilen Schrauben nicht mehr zur Reposition des Knochens an die Platte eingesetzt werden können.

In der letzten Version des PC-Fix wurde die konische Schraube (Kopfverriegelungsschraube) mit einem Gewinde versehen, welches mit einem Gewinde in der Platte korrespondiert (Abb. 5-2). Dadurch konnte eine winkelstabile Verankerung von Schraube und Platte mit hoher Stabilität erreicht werden.

Basierend auf dem PC-Fix wurden andere Implantate mit winkelstabilen Schrauben entwickelt wie das „Less Invasive Stabilisation System“ (LISS) und die „Locking Compression Plate“ (LCP) mit einem Kombinations-Loch, das

sowohl das Prinzip der konventionellen Kompressions-Verplattung als auch das Prinzip des Fixateur interne anwenden lässt [52,53] (Abb. 5-3). Konventionelle Plattenosteosynthese und die Osteosynthese mit einem Fixateur interne weisen vorteilhafte, aber unterschiedliche Eigenschaften auf. Mit dem LCP-System können die positiven Eigenschaften beider Systeme kombiniert werden. Die LCP gleicht der äußeren Form nach einer konventionellen Platte. Die Plattenlöcher hingegen bestehen aus zwei Teilen. Der erste Teil entspricht genau der dynamischen Kompressionseinheit (Dynamic Compression Unit, DCU), welche auch bei der LC-DCP Anwendung findet. Mittels exzentrischem Setzen der Standardschrauben kann eine dynamische Kompression der Fraktur erzielt werden. Das andere Lochteil besitzt ein konisches Gewinde, welches ein sicheres Fixieren einer Kopfverriegelungsschraube in der Platte ermöglicht.

Im Folgenden werden Versuche zur Biomechanik der winkelstabilen Verankerung und im Weiteren die ersten klinischen Erfahrungen mit der winkelstabilen proximalen Humerusplatte (PHP) dargestellt.

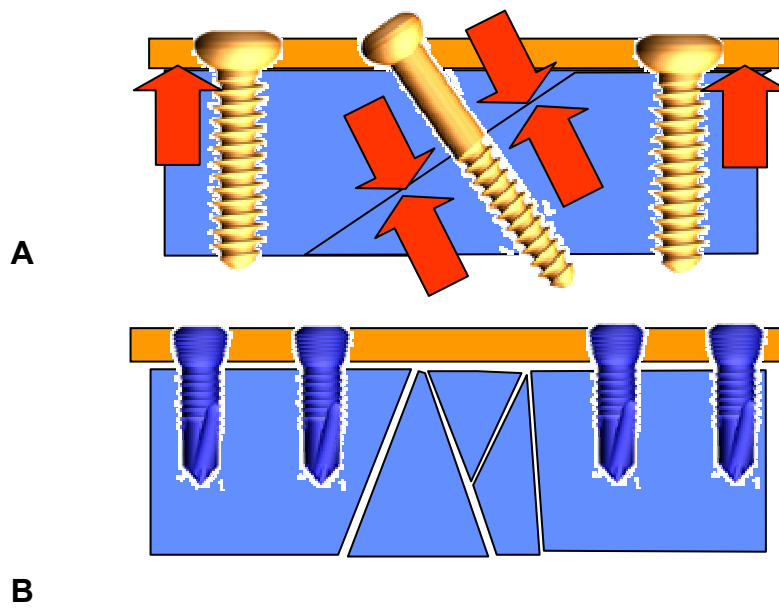


Abb. 5-1
Schematische Darstellung einer **A:** konventionellen Osteosynthese (Kompression) und einer **B:** winkelstabilen Osteosynthese.

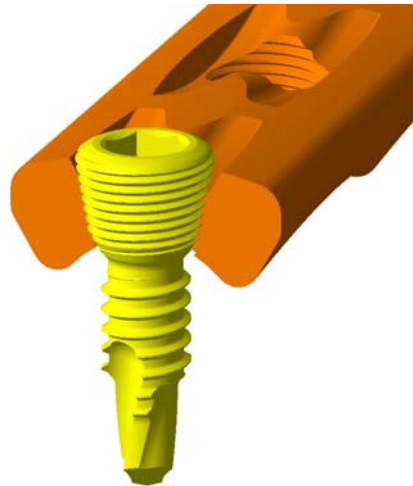


Abb. 5-2
Isolierte Kopfverriegelungsschraube der 2. Generation (PC-Fix) mit einem konischen Kopf mit Doppelgewinde.

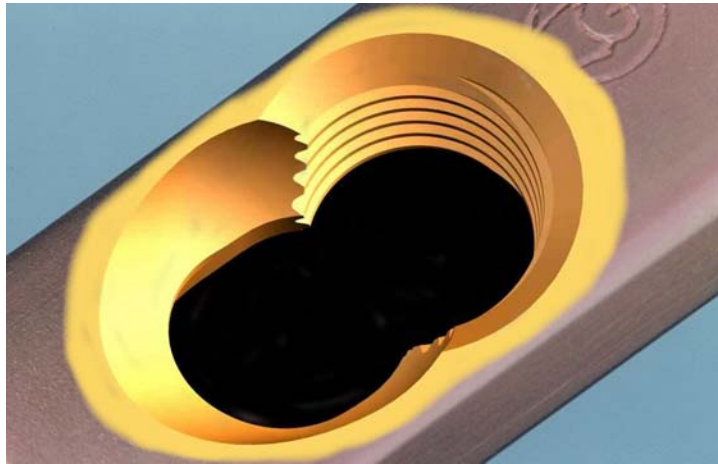


Abb. 5-3

LCP (Locking Compression Plate)-Kombinationsloch.

5.2 Winkelstabile Implantate: Abhängigkeit der Schrauben-/Plattenstabilität vom korrekten Insertionswinkel der Schrauben

5.2.1 Einführung

Um eine sichere Verankerung von winkelstabilen Schrauben zu erreichen, ist eine korrekte Positionierung der Schraube in der Platte erforderlich (Abb. 5-2). Ist dies nicht gewährleistet, kann es zu einer Lockerung dieser Verbindung und in Folge zu einem Verlust der Reposition kommen (Abb. 5-4). Bei der klinischen Anwendung wurden vereinzelt Fälle von Implantat- und Schraubenlockerung bei der Verwendung dieser winkelstabilen Schrauben beschrieben. Bei dem PC-Fix-System wurde in einer klinischen Studie in sieben von 387 Fällen (1,8%) eine Schraubenlockerung dokumentiert [64]. Auch bei Verwendung des LIS-Systems zur Stabilisierung von distalen Femurfrakturen wurden Fälle von Implantatlockerung beschrieben. In einer Multizenterstudie kam es in vier von 116 Fällen zur Implantatlockerung [188]. Dabei war in einem Fall eine nicht korrekte Verankerung der Schraube in der Platte die Ursache.

Bei der klinischen Anwendung und bei Vorversuchen war es schwierig, ohne Verwendung einer Führungsbüchse den Insertionswinkel winkelstabiler Schrauben korrekt zu kontrollieren. Eine Abweichung vom optimalen Insertionswinkel kann zu einer nicht mehr korrekten Anpassung des Schraubengewindes an das Gewinde in der Platte führen. Dies dürfte die Stabilität der Schraubenverankerung in der Platte beeinflussen. Ziel der Studie war es, zu analysieren, ob ein anguliertes Einsetzen von winkelstabilen Schrauben in eine Platte zu einer reduzierten Festigkeit zwischen Schraube und Platte führt.

**Abb. 5-4**

Lockerung einer Kopfverriegelungsschraube in einem LISS-Implantat bei Stabilisierung einer distalen Femurfraktur.

5.3 Material und Methode

In der ersten Gruppe wurden Schrauben in einem einfachen Plattenloch getestet (Abb. 5-2). Die Kopfverriegelungsschrauben (PC-Fix-Schrauben, Durchmesser 3,5 mm, Länge 15 mm, selbstschneidend, Mathys, Schweiz) wurde in die Löcher eines PC-Fix-Implantates (8-Loch-PC-Fix-Platte, Mathys, Schweiz) mit einer Abweichung vom optimalen Insertionswinkel (senkrecht zur Plattenoberfläche) von 0°, 5° und 10° eingesetzt. Für jeden Winkel wurden sechs Schrauben (n=6) verwendet. Die Abweichung von diesem Winkel betrug +/- 1°. Größere Winkel wurden nicht getestet, da die Schrauben, die mit mehr als 10° Angulation implantiert wurden, nicht mehr in das Plattenloch passten. Die Implantation der Schrauben wurde in einer standardisierten Form unter Verwendung eines speziellen Zielgerätes durchgeführt, um den Insertionswinkel zu kontrollieren (Abb. 5-5). Die Schrauben wurden mit einem Drehmoment von 2.6 Nm eingesetzt.

Ähnlich wurden in einer zweiten Gruppe Kopfverriegelungsschrauben (5,0 mm) in einem Kombinationsloch (Locking Compression Plate, LCP, Fa. Mathys, Schweiz, Abb. 5-3) getestet. Sie wurden in die Platte (LCP 4,5/5,0 mm) implantiert und mit einem Drehmoment von 4,0 Nm angezogen. Die Schrauben (n=3 für jeden Winkel) wurden wie in der ersten Gruppe entweder senkrecht zur Platte (0°) oder mit einem Winkel von 5° oder 10° implantiert. Die Abweichung des Insertionswinkels wurde als positiv definiert, wenn der Winkel in Richtung des dynamischen Kompressionsloches zeigte (DC-Teil des Kombiloches) und als negativ definiert, wenn der Winkel in die entgegengesetzte Richtung (bzw. offene oder geschlossene Richtung) zeigte.

Die Proben wurden an einer Materialtestmaschine (Instron 4302, axiale Testmaschine, Fa. Instron, High Wycomb 46464, UK) getestet. Für die Proben aus der ersten Gruppe wurde eine Kraft senkrecht zur Schraubenachse mit einem 8 mm Bolzen und einem konstanten Vorschub von 1 mm/min. appliziert.

Die Kraft wurde mit einem Abstand von 4 mm von der Unterfläche der Platte eingeleitet.

Bei den LCP-Implantaten (zweite Gruppe) wurde zusätzlich eine Auspresskraft in axialer Richtung zur Schraube appliziert. Für die Biegetests wurde senkrecht zur Schraubenachse belastet (bzw. parallel zur Plattenachse für die Implantate mit 5° oder 10° Abweichung des Insertionswinkels in einem Abstand von 4 mm von der Unterfläche der Platte). Die Kraft wurde entweder in Richtung des DC-Teils des Kombinationsloches (offene Richtung) oder in entgegengesetzter Richtung (geschlossener Richtung) angelegt. Die Kraft/Weg-Kurven wurden aufgezeichnet. Zusätzlich wurde die axiale Last gemessen, die erforderlich war, um die Kopfverriegelungsschraube aus der Platte zu drücken.

Die Kraft bei 1 mm und 1,5 mm Dislokation und die Kraft bei Versagen wurden für die Messungen der ersten Gruppe festgelegt (Abb. 5-6). Die Belastung der Proben wurde abgebrochen, wenn Versagen oder eine extreme Deformation auftraten. Falls die Schraube nicht brach, wurde eine Schraubendislokation von über 2 mm als Versagenskriterium gewählt. Der Mechanismus des Implantat-Versagens wurde nach Abschluss der Belastung analysiert. Die Schrauben-Implantat-Grenzschicht wurde makroskopisch und auf Beschädigungen und Oberflächenveränderungen im Schrauben- und Plattengewinde untersucht. Zusätzlich wurden Längsschnitte der Präparate angefertigt.

Die statistische Analyse der ersten Gruppe erfolgte unter Verwendung des ANOVA-Tests. Für die zweite Gruppe wurde keine statistische Analyse durchgeführt.

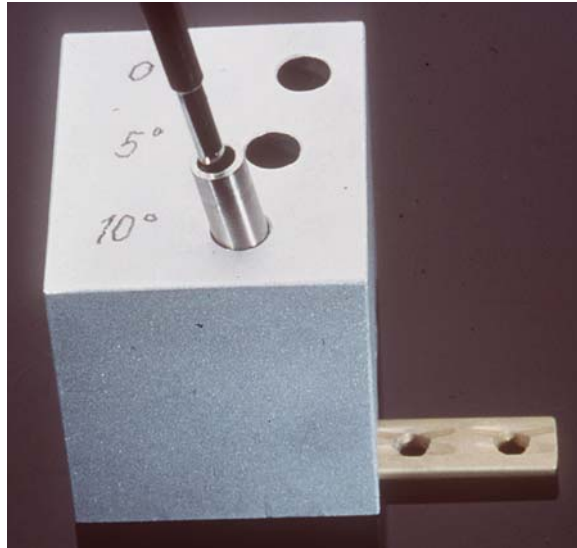


Abb. 5-5

Zielgerät zur Schraubenimplantation mit definiertem Winkel von 0°, 5° und 10°.

5.3.1 Ergebnisse

Isolierte Kopfverriegelungsschrauben (Gruppe 1)

Beim Einsetzen der Kopfverriegelungsschrauben mit einer Abweichung vom optimalen Insertionswinkel (d.h. 0°) von 5° oder 10° konnte ein statistisch signifikanter Abfall der Festigkeit beobachtet werden. Die Kraft bei 1,5 mm Dislokation für die Schrauben, die beim optimalen Winkel eingesetzt waren, betrug 1480 N \pm 390 N, für die Schrauben, die bei 5° implantiert waren 780 N \pm 160 N ($p=0,0001$) und für die Schrauben, die bei 10° implantiert waren 550 N \pm 110 N ($p=0,0001$). Ebenso zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Schrauben, die bei 5° und 10° eingesetzt waren ($p=0,0019$, Abb. 5-6).

Die Schrauben, die bei 0° implantiert waren, zeigten einen Versagensmechanismus hauptsächlich durch Schraubenbruch. In den meisten Fällen war die Schraube am Schraubenhals gebrochen.

Bei den Schrauben, die mit 5° oder 10° Angulation eingesetzt waren, wurde bei zunehmender Belastung eine Dislokation beobachtet. Nachdem es zu einer bestimmten Dislokation gekommen war, begann die Schraube sich schräg im Plattenloch zu verklemmen. Am Ende des Tests konnten die Schrauben, die mit 10° eingesetzt worden waren, problemlos mit dem Finger aus der Platte herausgedrückt werden. Die mit 5° oder 10° Angulation implantierten Schrauben zeigten eine erhebliche Deformierung im Platten- und Schraubengewinde. In den Schnitt-Präparaten zeigte sich eine erheblich verminderte Kontaktfläche zwischen Schraube und Platte bei einem Insertionswinkel von 5° oder 10° (Abb. 5-7).

Kombinierte Kopfverriegelungsschrauben (Gruppe 2)

Die axiale Auspresskraft der Kopfverriegelungsschrauben, die mit einem optimalem Winkel von 0° eingesetzt worden waren, betrug 4960 N \pm 1000 N. Bei einer Abweichung des Winkels von 5° oder 10° war die Auspresskraft reduziert auf 3520 N \pm 940 N bzw. auf 1120 N \pm 400 N. Daraus ergab sich eine maximale Reduktion der Kraft von 77% (bei 10° Angulation).

Auch konnte eine Verminderung der Biegebelastung bei verändertem Insertionswinkel beobachtet werden. Die Reduktion dieser Winkelbelastung betrug 26% bzw. 43% (offene/geschlossene Richtung) bei einem Insertionswinkel von 5° und 68% bzw. 50% (offene/geschlossene Richtung) bei 10° Abweichung (Abb. 5-8, Tabelle 5-1). Im Allgemeinen konnten für die offene Richtung niedrigere Biegebelastungen bis zum Versagen beobachtet werden als für die geschlossene Richtung.

Die bei 0° eingesetzten Schrauben zeigten bei der makroskopischen Beurteilung eine Verformung oder einen Bruch. In den meisten Fällen waren die Schrauben am Schraubenhals gebrochen.

Tabelle 5-1: Axiale Belastung und Biegebelastung für kombinierte Kopfverriegelungsschrauben (Gruppe 2)

Insertions- winkel	Belastungs- richtung	Anz. Proben (n=)	Axiale Belastung [N]	Biege- Belastung [N]
0	geschlossen	3	4960 \pm 1000	1020 \pm 250
0	offen	3	4960 \pm 1000	1240 \pm 210
-5	geschlossen	3	4120 \pm 1180	580 \pm 370
+5	offen	3	3520 \pm 940	790 \pm 90
-10	geschlossen	3	1850 \pm 1440	510 \pm 110
+10	offen	3	1120 \pm 400	390 \pm 100

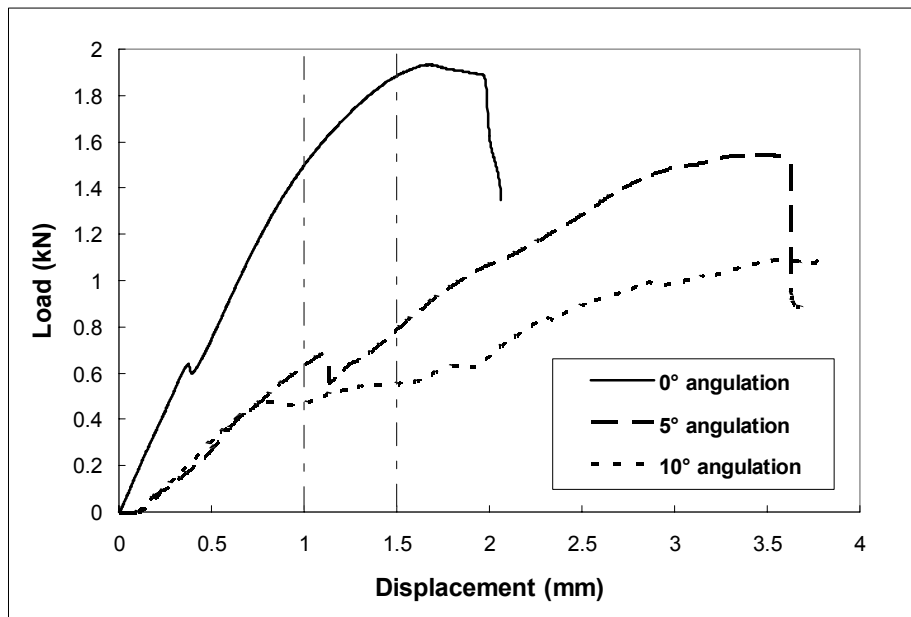


Abb. 5-6

Kraft-/Weg-Kurve von Kopfverriegelungsschrauben bei unterschiedlichem Insertionswinkel (isolierte Kopfverriegelungsschraube). Die maximale Belastung war nach einer relativ langen Deformation erreicht. Der flache Teil der Kurven zeigt die Bewegung der Schraube relativ zur Platte.

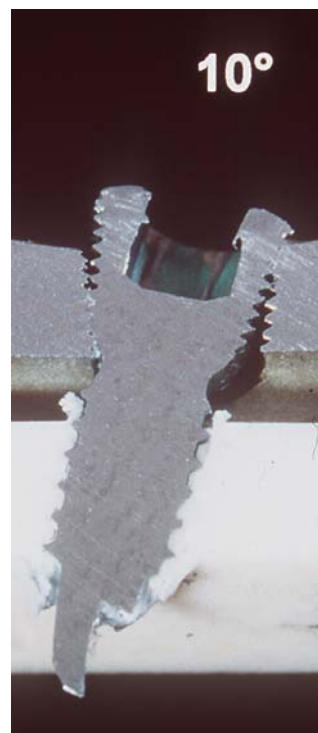


Abb. 5-7

Longitudinaler Schnitt durch eine isolierte Kopfverriegelungsschraube, die bei 10° eingesetzt wurde. Hier zeigt sich deutlich die reduzierte Kontaktfläche zwischen Schraube und Platte.

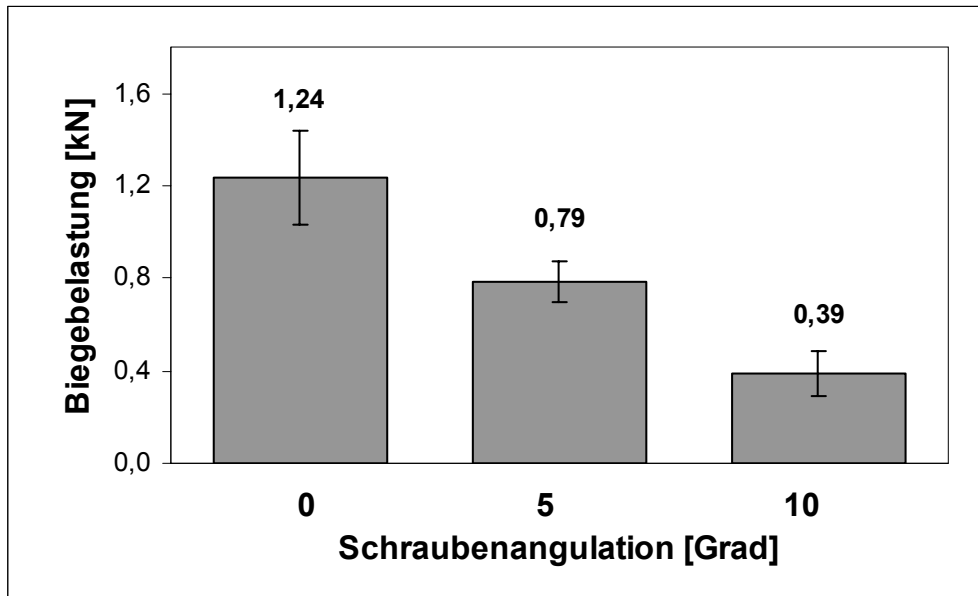


Abb. 5-8

Biegebelastung (offene Richtung) des LCP-4,5-Implantates mit unterschiedlich angulierten Schrauben.

5.3.2 Diskussion

Die hier vorgestellten Ergebnisse für Kopfverriegelungsschrauben lassen sich auf alle Systeme übertragen, die auf dem Prinzip des Fixateur interne mit winkelstabilen Schrauben basieren, wie z.B. das LIS-System.

Bei beiden Typen von Plattenlöchern (isolierte Löcher für Kopfverriegelungsschrauben und Kombinationslöcher wie bei der LCP) zeigt sich, dass bei einer mäßigen Abweichung des Insertionswinkels von bis zu 5° die Schrauben-Platten Verbindung eine gute Stabilität gewährleistet. Ab einem Insertionswinkel von über 5° kommt es zu einer signifikanten Abnahme der Stabilität.

Die Untersuchung von Kopfverriegelungsschraube und Kombinationsloch zeigte eine hohe mechanische Festigkeit dieser Verbindung. Auch mit einer reduzierten Umfassung des Kopfes der Schraube (ca. 200° in dem Kombinationsloch im Vergleich zu 360° in einem isolierten Verriegelungsloch) [52] sind die axiale Ausdrückfestigkeit und die Biegebelastbarkeit sehr hoch. Die Effektivität dieses stabilen Schrauben-/Plattenimplantates zeigte sich ebenso in dieser Studie, da das Versagen meist nicht in der Schraube, sondern im Schraubenhals oder -schaft auftrat.

In der Literatur sind verschiedene biomechanische Testungen von winkelstabilen Fixateuren beschrieben. Platten, die auf dem Fixateur interne-Prinzip basieren, zeigten meist eine höhere Festigkeit als konventionelle Platten oder intramedulläre Verfahren [53,102,128,186]. In einer vorangegangenen Studie von Frick et al. [53] zeigten Kopfverriegelungsschrauben eine hohe mechanische Festigkeit unter zyklischer Belastung bis zu zwei Millionen Zyklen. Jedoch sind in der Literatur keine Daten über den Einfluss des Insertionswinkels von Kopfverriegelungsschrauben auf die Festigkeit der Verbindung Platte/Schraube verfügbar.

Die klinische Relevanz statischer in vitro Testung unter, wie in dieser Studie gegebenen, einfachen mechanischen Bedingungen ist limitiert. Während der

Knochenbruchheilung kommt es zu komplexen zyklischen Belastungssituationen. Im diaphysären Knochen tritt meist eine Kombination von Scher- oder Axialkräften auf, während im metaphysären Bereich vor allem Biegekräfte auf die Kopfverriegelungsschrauben einwirken.

Dennoch sind die Ergebnisse dieser Studie in Einklang mit der klinischen Erfahrung, bei der die Lockerung von Kopfverriegelungsschrauben als seltene Komplikation beschrieben wird [64,188].

Auch in unserer eigenen, sechsjährigen Erfahrung mit mehr als 1000 winkelstabilen Osteosynthesen, mit isolierten Kopfverriegelungsschrauben oder in das Kombinationsloch implantierten Schrauben, wurde eine Schraubenlockerung nur in ca. 1% der Fälle beobachtet (unpublizierte Daten).

Winkelstabilität und axiale Stabilität einer Platten-/Schraubenverbindung kann durch eine Schraube mit einem konischen Gewindekopf und einem korrespondierenden konischen Gewinde-Plattenloch erreicht werden. Die Stabilität der Schraubenverankerung ist von grundlegender Bedeutung für Implantate, die auf dem Prinzip der Winkelstabilität beruhen. Ab einem Winkel von über 5° kommt es zu einer signifikanten Abnahme der Festigkeit dieser Verbindung. Um eine optimale Festigkeit der Verbindung Schraube/Platte zu erreichen und das Risiko der Schraubenlockerung zu minimieren, ist die konsequente Benutzung eines Zielgerätes zu empfehlen.

5.4 Die Stabilisierung proximaler Humerusfrakturen mit der winkelstabilen proximalen Humerus-Platte (PHP)

5.4.1 Einführung

Mit einem Anteil von ca. 4-5% aller Frakturen sind proximale Humerusfrakturen eine relativ häufige Verletzung [104]. Diese treten vor allem bei älteren Patienten auf, wobei ein prädisponierender Faktor osteoporotische Knochenveränderungen sind [175].

Bei einer Humeruskopffraktur können vier Hauptfragmente entstehen, bestehend aus Kopfkalotte, Tuberkulum majus und minus sowie dem proximalen Humerusschaftfragment [144]. Zahl und Dislokation dieser Fragmente bestimmen das therapeutische Vorgehen. Ferner wird die Therapie durch das Vorhandensein zusätzlicher Verletzungen, durch das Lebensalter, die Knochenstruktur und den funktionellen Anspruch des Patienten bestimmt.

Etwa 65-85% aller proximalen Humerusfrakturen sind nicht oder nur minimal disloziert und können damit konservativ behandelt werden [60,65,144,145,207]. Eine operative Therapie wird für dislozierte Frakturen empfohlen. Es stehen verschiedene operative Möglichkeiten wie minimal-invasive Techniken unter Verwendung von Drahtcerclagen und perkutaner Kirschnerdraht-Osteosynthese zur Verfügung [78,83,89,122,233,236]. Minimal-invasive Verfahren werden durchgeführt, um die Durchblutung des Humeruskopfes nicht zusätzlich durch die Operation zu schädigen und damit das Risiko der Humeruskopfnekrose zu minimieren. Mit minimal-invasiven Verfahren können die Frakturen jedoch oft nicht übungsstabil fixiert werden, da die Implantate im osteoporotischem Knochen ggf. ungenügend Halt finden [83,122].

Eine übungsstabile Osteosynthese kann meist durch ein offenes operatives Vorgehen mit einer Plattenosteosynthese erreicht werden [105,116,221,232].

Dies kann jedoch mit einer weiteren Zerstörung der noch vorhandenen Gefäßversorgung verbunden sein [105]. Desweiteren stehen intramedulläre Verfahren zur Verfügung [1,15].

Besondere Anforderungen an die Therapie stellen die 4-Part-Frakturen. Bezüglich der operativen Versorgung gibt es hier keinen generellen Konsens. Es stehen die o.g. Verfahren zur Verfügung, wobei in der Literatur im Hinblick auf das funktionelle Ergebnis, die Frakturheilung und die Humerkopfnekroserate unterschiedliche Resultate angegeben werden. Nicht nur für den älteren Patienten wird endoprothetischer Ersatz vor Osteosynthese und damit Erhalt des Humerkopfes diskutiert [145]. Dagegen werden gute Ergebnisse auch nach der Osteosynthese von 4-Part-Frakturen beschrieben [232].

Probleme ergeben sich besonders bei stärker dislozierten Frakturen infolge der kritischen Gefäßversorgung des Humerkopfes, welche das Risiko einer partiellen oder teilweisen Nekrose des Humerkopfes bedingt [23]. Dieses Risiko ist von Frakturtyp und Therapieverfahren abhängig und wurde beispielsweise durch Kuner et al. [105] nach Auswertung einer AO-Studie mit bis zu 40% bei Anwendung verschiedener Osteosyntheseverfahren angegeben. Ein weiteres Problem bei der operativen Versorgung von proximalen Humerusfrakturen ist das Risiko einer insuffizienten Osteosynthese mit sekundärem Repositionsverlust [79].

Mit dem Ziel, eine sekundäre Dislokation zu vermeiden, wurden in den vergangenen Jahren zunehmend winkelstabile Implantate verwendet [13,103,121,141,184]. Während biomechanische Studien [34] einen Vorteil von winkelstabilen Implantaten beschreiben, gibt es klinische Studien, welche bei winkelstabiler Osteosynthese ein erhöhtes Risiko der Schraubenperforation besonders bei osteoporotischem Knochen sehen [184]. Aufgrund der Überalterung der Bevölkerung stellen Frakturen mit osteoporotischem Knochen aber ein zahlenmäßig zunehmendes Problem bei der operativen Versorgung dar [89,144,175].

In der vorliegenden Studie sollten die Ergebnisse der Behandlung proximaler Humerusfrakturen nach offener Reposition und operativer Versorgung mit einem neuen, winkelstabilen, anatomisch vorgeformten Implantat (PHP, Abb. 5-9) bezüglich des funktionellen Ergebnisses, der radiologischer Frakturheilung und der Komplikationen prospektiv untersucht werden.

5.4.2 Patienten und Methoden

Patientenkollektiv und Datenerhebung

Von August 2001 bis August 2002 wurden 64 Patienten (Durchschnittsalter 66 Jahre, 23 J. bis 93 J.) mit proximalen Humeruskopffrakturen mit der winkelstabilen LPHP (Abb. 5-9) versorgt und prospektiv dokumentiert. Das Patientenkollektiv setzte sich aus 43 Frauen und 21 Männern zusammen (Abb 5-10).

Die häufigste Unfallursache war der Sturz auf den abduzierten Arm bzw. die Schulter. Bei 51 Patienten lag eine isolierte Fraktur vor, bei 13 Patienten noch eine oder mehrere zusätzliche Frakturen. Sieben der Patienten waren polytraumatisiert. Neun Patienten waren bereits an der betroffenen Seite voroperiert bzw. osteosynthetisch versorgt worden. Sieben Patienten konnten nur verzögert (>12 Tage) operiert werden.

Anhand der präoperativen Röntgenaufnahmen in drei Ebenen erfolgte eine Frakturklassifizierung nach der Neer- und AO-Klassifikation [144,143]. Folgende Frakturen wurden nach der Neer-Klassifikation versorgt: 37 2-Part-, 20 3-Part-, 7 4-Part-Frakturen. Zur Verteilung der Frakturen siehe Tabelle 5-2.

Die radiologische Beurteilung der Frakturheilung erfolgte anhand von Standardaufnahmen in zwei Ebenen nach zwölf Wochen, sechs Monaten und einem Jahr. Desweiteren wurden zu diesen Zeitpunkten klinische Untersuchungen zur Festlegung des funktionellen Ergebnisses durchgeführt. Es wurde der Constant-Score und das subjektive Ergebnis mit der VAS-Skala erhoben [37,38] (siehe auch Kap. 4.2.3). Studienendpunkt stellte die Untersuchung ein Jahr postoperativ dar.

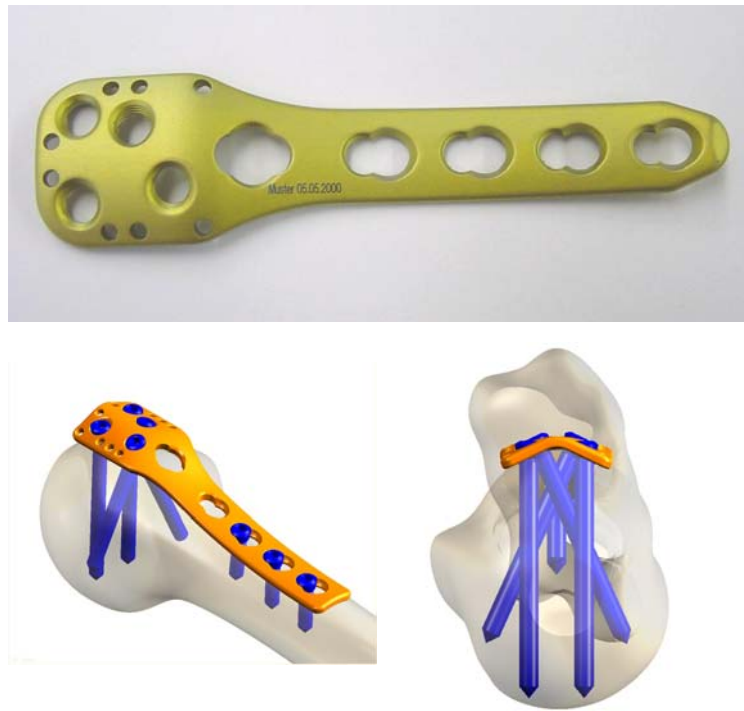
Von den 64 Patienten konnten 53 in regelmäßigen Abständen nachuntersucht werden. Es ergab sich ein Follow-up von 83% (53 Patienten) für die 6-Monatskontrolle und von 78% (50 Patienten) für die 12-Monatskontrolle. Von den elf nicht nachuntersuchten Patienten waren vier verstorben, zwei verweigerten eine Nachuntersuchung und fünf Patienten waren telefonisch und schriftlich nicht mehr zu erreichen.

Operationstechnik

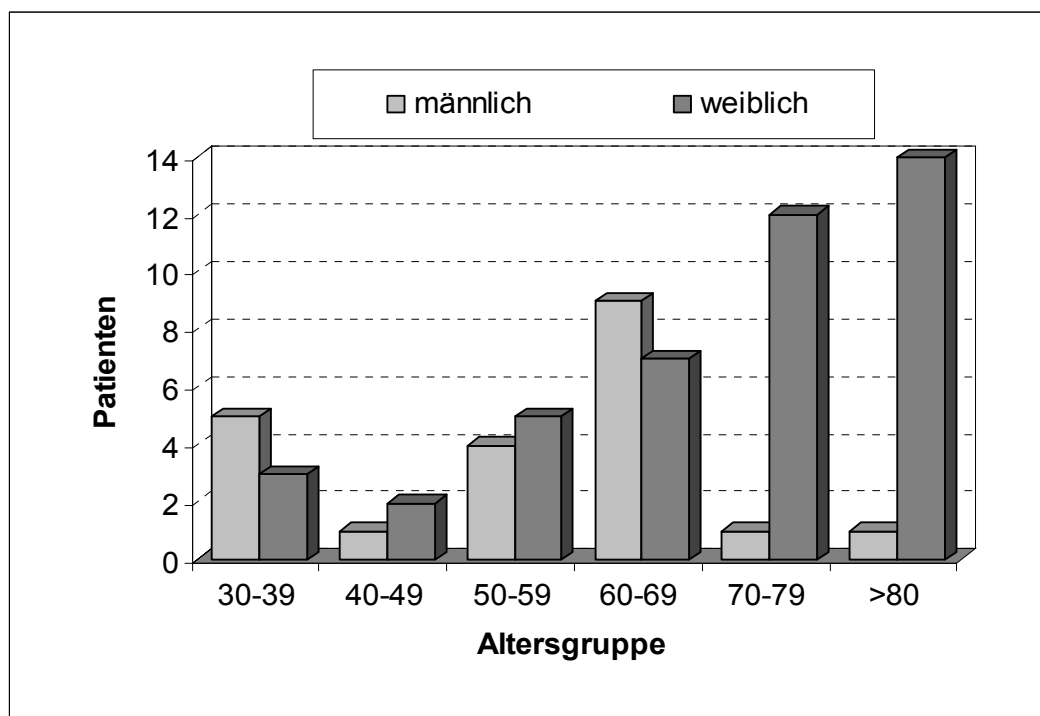
In Beachchair-Lagerung erfolgt über einen deltoideopectoralen Zugang eine Darstellung des Humeruskopfbereiches und die Mobilisierung des Humeruskopfes. Das Tuberculum majus wurde optional mit Haltefäden angeschlungen. Nach Reposition des Humeruskopfes und ggf. temporärer Stabilisierung mit Kirschnerdrähten wurde eine 5- oder 8-Loch PHP lateral des Sulcus intertubercularis angelegt. Im Weiteren wurden winkelstabile Schrauben in den Humeruskopf und den Humeruschaft eingebracht. Das Tuberkulum majus bzw. minus wurden mit den Haltefäden an dafür vorgesehenen Löchern im Implantat fixiert. Zu Beginn der Studie (die ersten 25 Patienten) erfolgte postoperativ eine Ruhigstellung im Gilchristverband und für zehn Tage nur sehr vorsichtige passive Bewegungsübungen. Aufgrund anfänglich weniger zufriedenstellender funktioneller Ergebnisse wurden dann im weiteren Studienverlauf passive Bewegungen - abhängig vom Frakturtyp - meist ab dem zweiten postoperativen Tag durchgeführt.

Tabelle 5-2 Fraktуреinteilung (Anzahl an Frakturen/Untergruppe)

Neer		AO	
2-Part	37	A1	2
		A2	4
		A3	26
		B1	5
3-Part	20	B2	15
		B3	5
4-Part	7	C1	2
		C2	3
		C3	2

**Abb. 5-9**

Das PHP-Implantat mit selbstschneidenden 3.5 mm winkelstabilen Schrauben im Humeruskopfbereich und im Humerusschaft.

**Abb. 5-10**

Altersverteilung der Frakturen mit deutlicher Dominanz des weiblichen Geschlechtes ab dem 70. Lebensjahr.

5.4.3 Ergebnisse

Bei der klinischen Nachuntersuchung zeigte sich im Constant-Score sechs Monate nach der Operation nur bei 34% (18 von 53 Patienten) ein gutes oder sehr gutes Ergebnis. Nach zwölf Monaten wurde bei 64% (32/50 Patienten) ein gutes bzw. sehr gutes Ergebnis erzielt (Abb. 5-11). Der durchschnittliche Constant-Score bei der sechs Monatsuntersuchung betrug 66 (72 seitenvergleichend) und 73 bei der zwölf Monatsuntersuchung (77 seitenvergleichend). Im Constant-Score mit Alterskorrektur zeigte sich bei 72% der Patienten ein gutes oder sehr gutes Ergebnis nach zwölf Monaten (Abb. 5-12, Abb. 5-14). Die subjektive Zufriedenheit der Patienten in der VAS ist in Abb. 5-13 dargestellt.

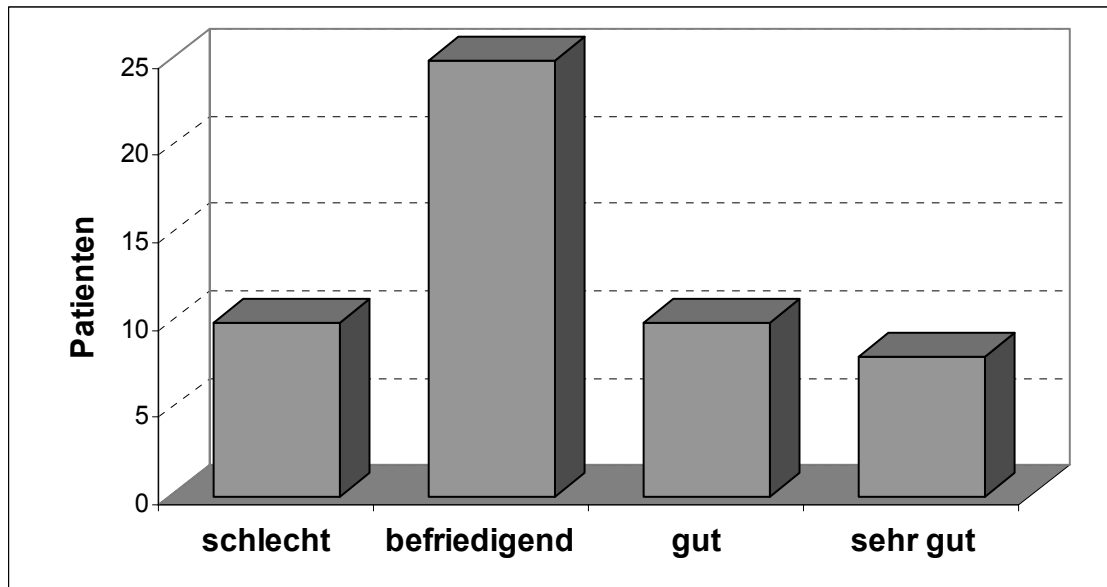
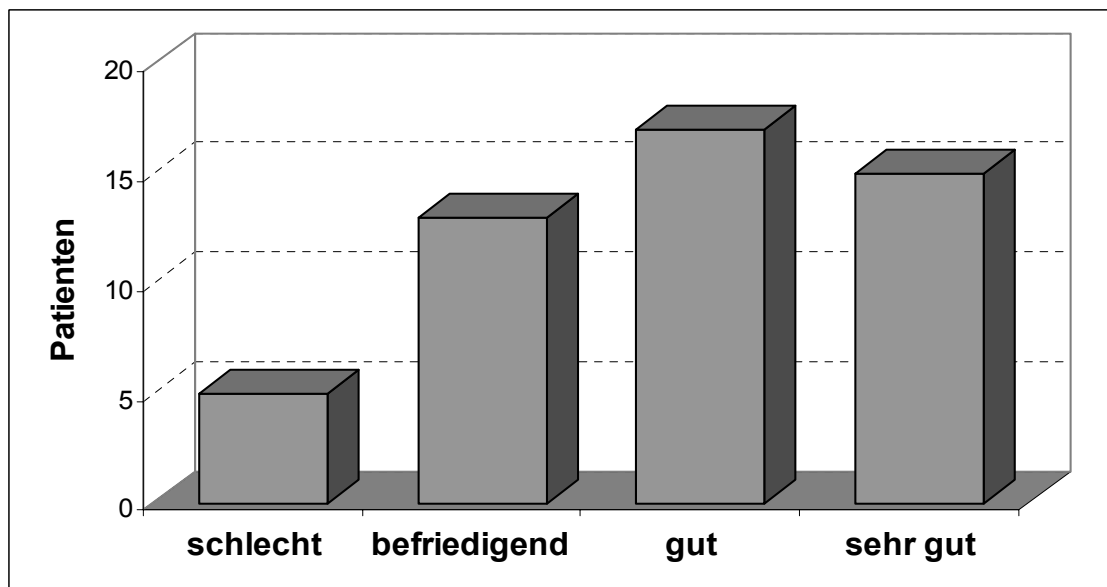
Bei 16 von 53 Patienten (30%) wurden mehr oder weniger schwerwiegende Komplikationen beobachtet (Tabelle 5-3). Zwei Frakturen zeigten eine verzögerte radiologische Frakturheilung, heilten aber letztendlich vollständig. Bisher kam es zu zwei radiologisch nachweisbaren Humeruskopfnekrosen. In drei Fällen lag eine Varusfehlstellung ($2 \times <10^\circ$, $1 \times 20^\circ$) vor. Davon wurden bei zwei Fällen diese Fehlstellungen jedoch direkt postoperativ festgestellt und daher nicht als sekundäre Dislokation gewertet. In einem Fall kam es eine Woche nach der Operation ohne erneutes adäquates Trauma zu einer sekundären Dislokation (Abb. 5-15). Dieser Repositionsverlust war durch einen operationstechnischen Fehler bedingt. Die Kopfverriegelungsschrauben im Humeruskopf waren nicht fest im Implantat verankert worden, was bereits wenige Tage nach der Osteosynthese bei den ersten Bewegungsübungen zu einer Lockerung der Schrauben und zur einem Repositionsverlust führte.

Bei zehn Patienten (19%) waren Re-Operationen erforderlich. Viermal wurde eine Re-Osteosynthese nach sekundärer Dislokation durchgeführt. Bei drei Patienten war ein erneutes adäquates Trauma für die sekundäre Dislokation verantwortlich. Zweimal erfolgte eine Implantatentfernung nach Infekt. In zwei Fällen wurde eine Schraubenentfernung nach Perforation in das Glenohumeralgelenk durchgeführt (Abb. 5-16). Bei zwei Patienten wurde eine Humeruskopfprothese acht bzw. zwölf Monate postoperativ aufgrund einer

Humeruskopfnekrose implantiert. In einem Fall kam es zur Schraubenperforation um wenige Millimeter durch die Kopfkalotte hindurch, ohne dass eine Implantatentfernung erforderlich war.

Tabelle 5-3 Komplikationen

30 % (16 / 53 Patienten) Komplikationen	
4	sek. Dislokationen (3 x Re-Trauma)
2	Infektionen
3	Schraubenperforationen
2	sek. Kopfnekrosen
2	verzögerte Heilungen
3	Varus Fehlstellungen (<20°) (2 primär)

**A****B****Abb. 5-11**

Constant-Score (Raw-Score, ohne Korrektur) **A:** 6 Monate. **B:** 12 Monate.

(Wertung: 86-100 Pkt.=sehr gut, 71-85 Pkt.=gut, 56-70 Pkt.=befriedigend, <56 Pkt.=schlecht) [37,38])

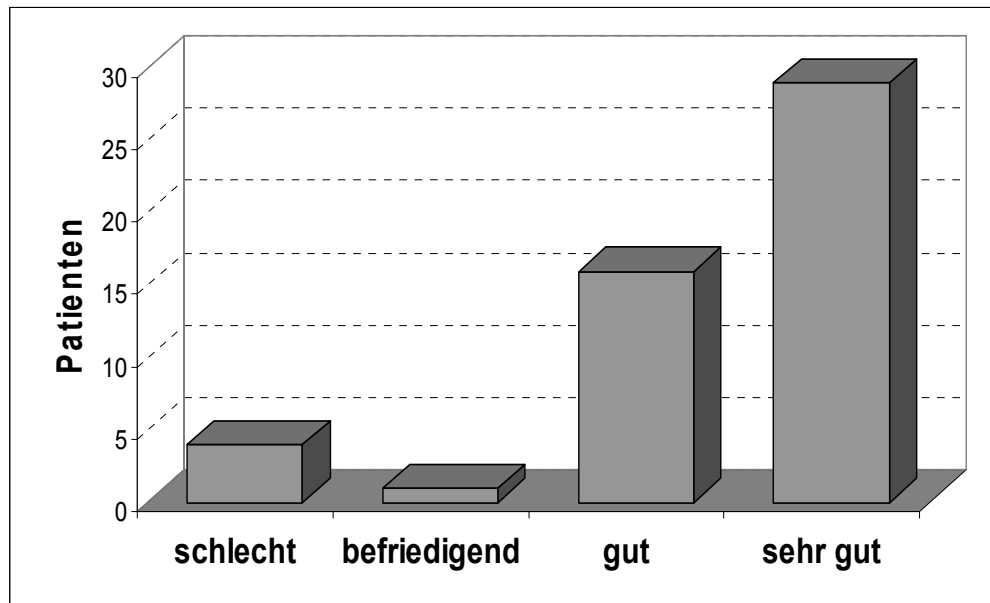


Abb. 5-12

Constant-Score mit Alterskorrektur 12 Monate postoperativ

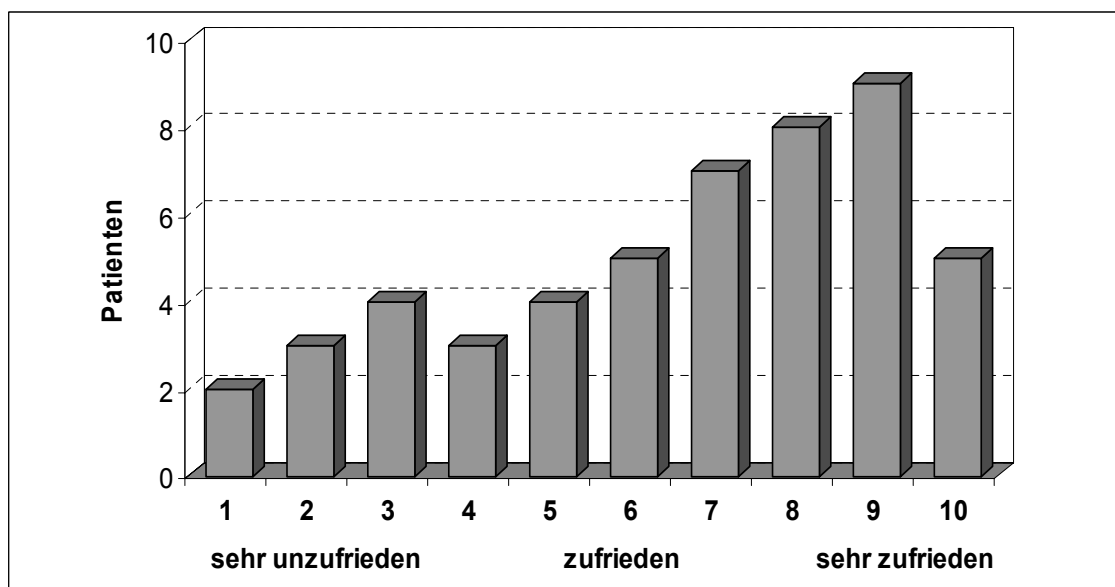
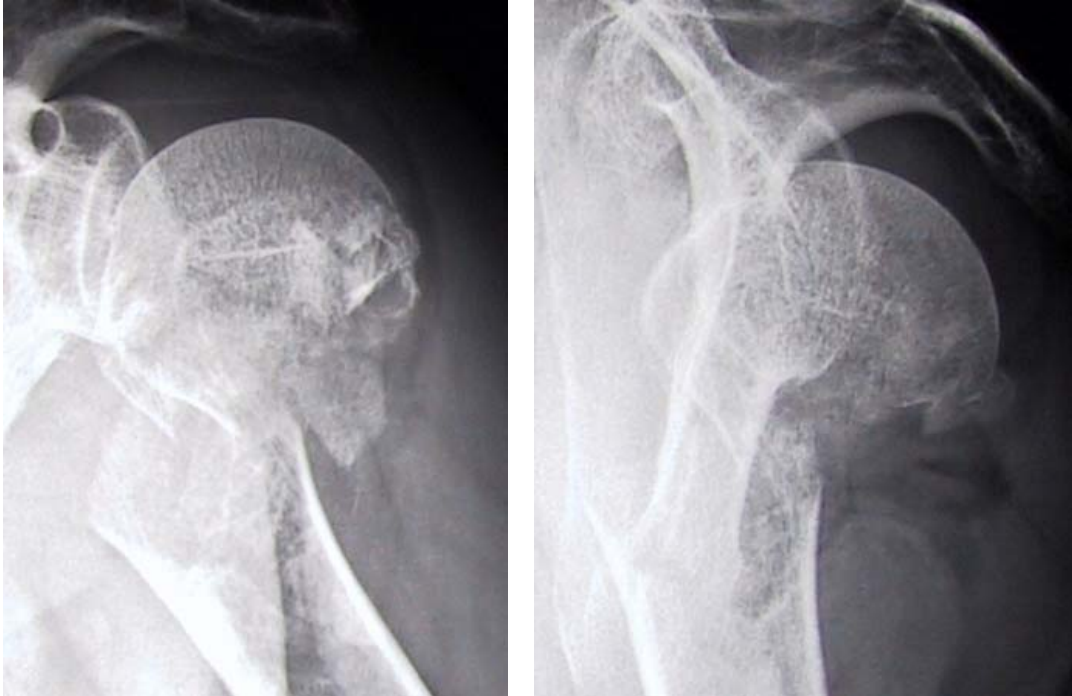


Abb. 5-13

Subjektives Ergebnis nach VAS nach 12 Monaten.

Abb. 5-14

Fall 1: 63-jähriger Patient (männlich) mit Humeruskopf 3-Part-Fraktur. **A:** präoperativ. **B:** postoperativ **C:** nach 12 Monaten mit funktionellem Ergebnis

A**B**

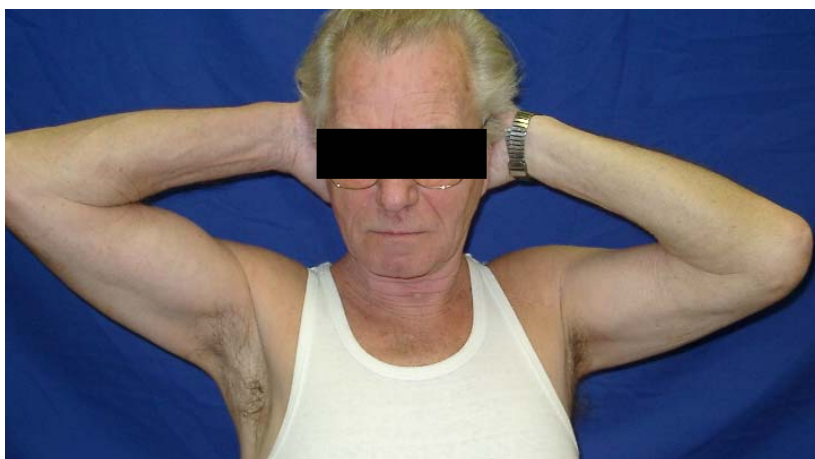
C

Abb. 5-15

Fall 2: 50-jähriger Patient (männlich) mit Humeruskopf 2-Part-Fraktur. **A:** postoperativ **B:** 1 Woche postoperativ mit sekundärer Dislokation ohne erneutes adäquates Trauma. Die Dislokation ist bedingt durch Lockerung der Schrauben (Pfeil) im Humeruskopf.

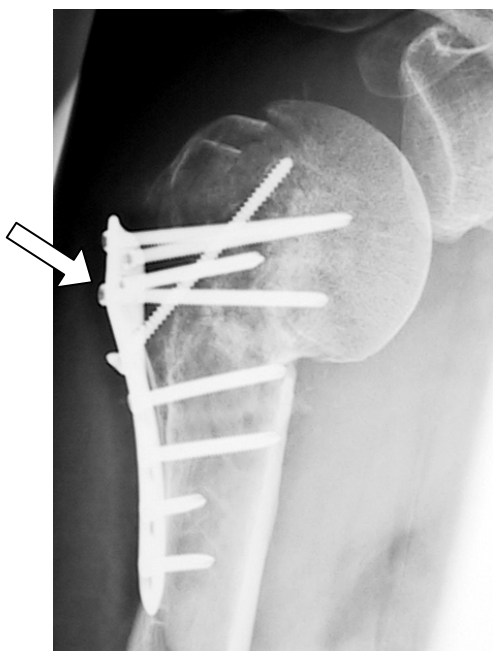
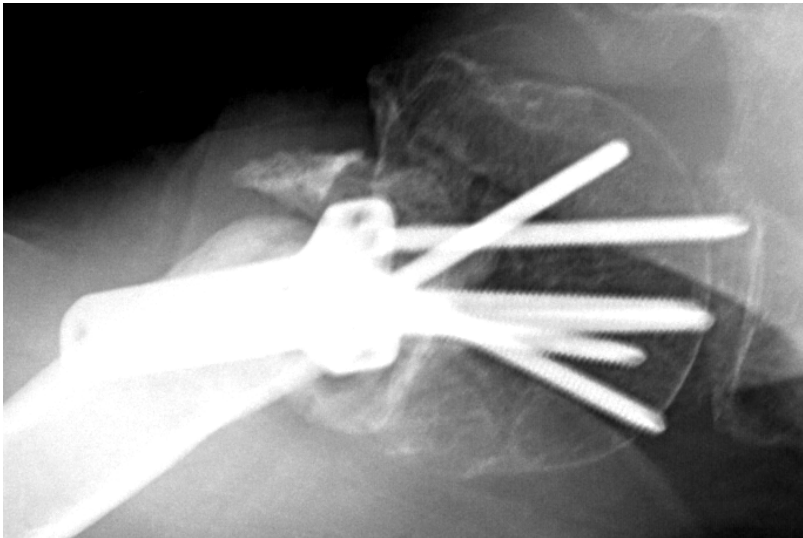
A**B**

Abb. 5-16

Fall 3: 61-jähriger Patient (männlich) mit Perforation einer Kopfverriegelungsschraube sechs Monate postoperativ. Die Schraube lag postoperativ bereits relativ nahe an der Kortikalis und hat diese dann als Folge der Humerkapfrotation perforiert. Es erfolgte eine Schraubenentfernung.



5.4.4 Diskussion

Die operative Therapie der dislozierten proximalen Humerusfraktur kann problematisch sein und die verschiedenen Möglichkeiten der Osteosynthese werden kontrovers diskutiert. Die operative Therapie ist in der Konfliktsituation zwischen einer optimalen anatomischen Reposition mit stabiler Frakturretention auf der einen Seite und der Notwendigkeit einer intraoperativen Schonung der Weichteilstrukturen und Blutversorgung des Humeruskopfes zu Minimierung des Risikos einer avaskulären Kopfnekrose auf der anderen Seite [79].

Das zur Verfügung stehende Spektrum an Therapiemöglichkeiten ist groß. Jedoch ist die Literatur uneinheitlich bezüglich der Empfehlungen zur Versorgung von Humeruskopffrakturen. Insbesondere für 3- und 4-Part-Frakturen liegen keine gesicherten Studien in ausreichender Zahl vor, die eine Evidenz basierte Entscheidung ermöglichen würden [60,139].

Die Kirschnerdraht-Osteosynthese erlaubt eine minimal-invasive Osteosynthese mit dem Ziel, die Kopfdurchblutung möglichst wenig durch den operativen Eingriff zu beeinträchtigen und das Risiko der Kopfnekrose zu minimieren [105,223]. Jaberg [89] beschreibt gute Ergebnisse in 70%, jedoch bei einem relativ hohen Anteil an 2-Part-Frakturen. Ein bekanntes Problem der K-Draht-Osteosynthese ist die sekundäre Dislokation der Fraktur und das Wandern der Implantate [78,83,89,122,229]. Um dieses Problem zu vermeiden, führt Resch [169] eine winkelstabile Fixierung der K-Drähte durch.

Die Plattenosteosynthese ist eine etablierte Methode zur Versorgung proximaler Humerusfrakturen. In der älteren Literatur [105] wird aufgrund der Technik der offenen Reposition und der damit verbundenen Störung der Weichteil- und Knochendurchblutung eine hohe Rate (44%) avaskulärer Knochennekrosen beschrieben. In der neueren Literatur wird diese Komplikation weniger häufig beschrieben. Dies konnte zum Teil durch den Einsatz minimal-invasiver Techniken mit Schonung der Weichteile und durch indirekte Repositionstechniken erreicht werden [79,222]. Eine Komplikation der Plattenosteosynthese ist ferner das Impingement durch eine zu weit kraniale

Position oder eine Überdimensionierung der Implantate [116,117,197]. Ein weiteres Problem der konventionellen Plattenosteosynthese ist der sekundäre Repositionsverlust [79,121], welcher insbesondere bei älteren Patienten mit osteoporotischem Knochen auftreten kann [17,80]. Um dieses Problem zu vermeiden, wurde die Verwendung von zwei Platten empfohlen [222]. Der Vorteil der Plattenosteosynthese gegenüber konservativer oder minimal-invasiver Therapie sind eine erhöhte Stabilität und damit eine frühere funktionelle Übungs- und Belastungsfähigkeit.

Während die intramedulläre Stabilisierung ein etabliertes Verfahren zur Versorgung von Humerusschaftfrakturen ist, wurden in den letzten Jahren kürzere Nägel mit variablen Möglichkeiten zur Verriegelung im proximalen Bereich entwickelt [230]. In der Literatur werden gute [1], aber auch weniger zufriedenstellende Resultate mit einem erhöhten Risiko der sekundären Dislokation beschrieben [15].

Auch in unserer Studie kam es zu Komplikationen, die vergleichbar mit den in der Literatur beschriebenen sind. Eine häufig beschriebene Komplikation ist die sekundäre Dislokation [79,121]. In unserer Studie kam es dreimal bedingt durch ein adäquates Trauma zur sekundären Dislokation. In einem Fall kam es nach unkorrektem Einbringen der winkelstabilen Schrauben in den Humeruskopf zur sekundären Dislokation bereits wenige Tage nach der Operation. Diese relativ niedrige Rate sekundärer Dislokationen bei der Verwendung winkelstabiler Implantate ist in Übereinstimmung mit der Literatur [13,141]. Mückter et al. [141] zeigten bei Verwendung eines winkelstabilen Implantates in 12,9% der Fälle eine Protrusion der Humeruskopfschrauben, die eine Re-Operation erforderlich machte. Lungershausen et al. [121] gaben in einer aktuellen Studie mit 51 Patienten - wobei in der Studie nur 47% der Patienten nachuntersucht werden konnten - ein deutlich geringeres Risiko der sekundären Dislokation nach winkelstabiler Plattenosteosynthese (3.9%) im Vergleich zur konventionellen Plattenosteosynthese (21.9%) an.

Als weitere Komplikation kam es in unserer Studie in drei Fällen zu einer Perforation der winkelstabilen Kopfschrauben in das Glenohumeralgelenk. Dies machte zweimal eine Schraubenentfernung erforderlich. Eine ähnliche Komplikationsrate diesbezüglich wurde bereits von anderen Autoren

beschrieben [103]. Sadowski et al. [184] dokumentierten bei vier von sieben Patienten (Patientenalter über 70 Jahre) mit 2- oder 3-Part-Fraktur eine Penetration von winkelstabilen Schrauben des Plan-Tan-Fixierungssystems durch den Humeruskopf mit schlechten klinischen Ergebnissen und der Notwendigkeit einer Implantatentfernung.

Offensichtlich kann das System der fixierten und divergierenden Schrauben die Sinterung insbesondere des osteoporotischen Knochens im Humeruskopfbereich auf das rigide Implantat nicht verhindern. Um dieses Risiko zu vermeiden, könnten kürzere Schrauben eingesetzt werden. Jedoch ist es empfehlenswert, auch winkelstabile Schrauben möglichst im subchondralen Knochen des Humeruskopfes und weniger im spongiösen Knochen zu platzieren, um eine höhere Ausreißkraft zu erreichen [115]. Dies kann jedoch das Risiko einer Perforation der Schrauben erhöhen.

Ein Vorteil des winkelstabilen Systems war die Handhabung mit der Trennung der Schritte Reposition und Stabilisierung. Das Risiko einer intraoperativen Dislokation bei Stabilisierung war erheblich reduziert, da zwischen Implantat und Knochen keine Kompressionskräfte zur Stabilisierung der Fraktur aufgebracht werden mussten.

In der vorliegenden Studie kam es erst im Verlauf nach über sechs Monaten bei der überwiegenden Zahl der Patienten zu einer Verbesserung des funktionellen Ergebnisses. Bekannt ist die Notwendigkeit des Beginns frühfunktioneller Behandlung [101,145]. So zeigten Koval et al. [101] ein signifikant besseres funktionelles Ergebnis bei Patienten, die kontrollierte Bewegungsübungen bereits früher als 14 Tage nach dem Unfallereignis begonnen hatten. So wurden auch in unserer Studie nach anfänglicher Zurückhaltung - möglicherweise ein fehlendes Vertrauen in die Stabilität des winkelstabilen Systems bei den ersten 25 Patienten - bei den folgenden Patienten eine frühfunktionelle Behandlung durchgeführt, ohne dabei das Risiko eines sekundären Repositionsverlustes zu erhöhen.

Unsere Studie zeigte bei der Verwendung winkelstabiler Implantate eine mit der Literatur vergleichbare Komplikationsrate bei Verringerung des sekundären Dislokationsrisikos. Es wurde aber auch die Problematik dieser Frakturen mit

langer Nachbehandlungsdauer und dem Risiko einer Humeruskopfnekrose im Verlauf deutlich. Die winkelstabile Osteosynthese von proximalen Humerusfrakturen erlaubte eine frühfunktionelle Behandlung und zeigt auch bei älteren Patienten gute funktionelle Ergebnisse.

Winkelstabile Implantate ermöglichen eine sichere Stabilisierung von proximalen Humerusfrakturen, können jedoch eine insuffiziente Anwendung - wie eine nicht korrekte Verankerung der Kopfverriegelungsschrauben - nicht kompensieren. Dem deutlich minimierten Risiko einer sekundären Dislokation steht das erhöhte Risiko einer Sinterung des Kopfs auf das rigide Implantat mit folgender Schraubenperforation gegenüber.

6 Zusammenfassung

Zur Diagnostik von Rupturen der Rotatorenmanschette wird häufig die im Vergleich zur Sonografie deutlich kostenintensivere Magnetresonanztomografie durchgeführt. Ein Grund hierfür ist, dass es zum Teil schwierig ist, standardisierte statische Sonografie-Bilder zu gewinnen, was die reproduzierbare, untersucherunabhängige diagnostische Information verringert. Ziel des ersten Teils der Arbeit war es einerseits, zu analysieren, ob mit der 3D-Sonografie diese Probleme verringert werden könnten und andererseits die Sensitivität mit dem 2D-Ultraschall zur Diagnostik von Komplet- und Partialrupturen zu vergleichen.

Bei der Untersuchung von 114 Patienten konnten mit dem 3D-Ultraschall Rupturen der Rotatorenmanschette gut dargestellt werden. Der Vergleich zwischen 2D- und 3D-Ultraschall ergab keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen beiden Verfahren für die Diagnostik von Komplet- und Partialrupturen. Ein Vorteil war die Möglichkeit der untersucherunabhängigen simultanen Auswertung von drei standardisierten Schnittebenen zu einem späteren Zeitpunkt.

Bei der Verwendung biodegradierbarer Anker zur Fixierung von Weichteilen können ossäre Reaktionen auftreten. Ziel war es, die frühen Reaktionen des umgebenden Gewebes auf einen Poly-(L-co-D/L-Lactid) 70/30 Anker im Vergleich zu einem Titananker im Schafsknochen zu analysieren.

Innerhalb von 20 Wochen nach Implantation zeigte sich keinerlei Verlust von Knochensubstanz im Bereich des distalen Schafsfemur bei Ankern aus Titan oder aus Polylactid. Vielmehr zeigte sich eine ausgeprägte Neuformation von spongiösem Knochen in die Implantathohlräume vor allem für das biodegradierbare Material. Daher sollten neben materialbedingten Ursachen

auch biomechanische Ursachen wie zyklische Belastungen für mögliche Osteolysen in Betracht gezogen werden.

Die arthroskopische subacromiale Dekompression (ASD) ist ein häufig durchgeführtes Verfahren zur Therapie von Subachromialsyndromen. Es sollten die eigenen Ergebnisse seit 1993 unter Berücksichtigung von Nebendiagnosen sowie die Möglichkeit, verschiedene Scores und VAS auch telefonisch erheben zu können, analysiert werden.

Die Untersuchung von 422 Schultern zwischen 1,5 und 9,5 Jahren (durchschnittlich 4,8 Jahre) nach der Operation zeigte, dass die ASD mit überwiegend guten und sehr guten subjektiven und objektiven Resultaten (ca. 75%) ein zuverlässiges operatives Verfahren ist. Im Gegensatz zu einem laufenden Rentenverfahren hatten Rupturen der Rotatorenmanschette zum Zeitpunkt der Operation keinen negativen Einfluss auf das Operationsergebnis. Bei Nichtbeachtung der Pathologie des superioren Labrums und bei Rezidivoperation kam es zu einem erhöhten Anteil an Therapieversagern. Die telefonische Erhebung verschiedener Schulter-Scores (ausgenommen Constant-Score) und der VAS lieferte valide Resultate, die eine klinische Untersuchung entbehrlich machen und insbesondere bei Langzeitstudien eine wesentlich höhere Nachuntersuchungsrate ermöglichen.

Das Konzept der winkelstabilen Osteosynthese ermöglicht eine weichteilschonende, minimal-invasive Frakturstabilisierung. Um eine sichere Verankerung von winkelstabilen Schrauben zu erreichen, ist eine korrekte Positionierung der Schraube in der Platte erforderlich. In biomechanischen Testungen konnte gezeigt werden, dass bei einer geringen Abweichung des Insertionswinkels winkelstabiler Schrauben von bis zu 5° vom optimalen Winkel immer noch eine hohe Stabilität der Schrauben-/Plattenverbindung gewährleistet war. Ab einem Winkel von über 5° kam es zu einer signifikanten Abnahme der Festigkeit dieser Verbindung. Um eine optimale Festigkeit der Verbindung Schraube/Platte zu erreichen und das Risiko der Schraubenlockerung zu minimieren, ist die konsequente Benutzung eines Zielgerätes zu empfehlen.

Die klinische Nachuntersuchung von 53 Patienten mit winkelstabiler Osteosynthese bei proximaler Humerusfraktur zeigte eine mit der Literatur vergleichbare Komplikationsrate bei verringertem sekundären Dislokationsrisiko. Es zeigte sich aber auch die Problematik dieser Frakturen mit langer Nachbehandlungsdauer und dem Risiko einer Humeruskopfnekrose im Verlauf. Winkelstabile Implantate ermöglichten eine sichere Stabilisierung von proximalen Humerusfrakturen, konnten jedoch eine insuffiziente Anwendung - wie eine fehlerhafte Verankerung der Kopfverriegelungsschrauben - nicht kompensieren. Erhöht war das Risiko einer Schraubenperforation durch die Sinterung des Kopfes auf das rigide Implantat.

Literaturverzeichnis

1. Adedapo AO, Ikpeme JO: The results of internal fixation of three- and four-part proximal humeral fractures with the Polarus nail. *Injury* 32:115-121, 2001.
2. Adolfsson L, Lysholm J: Results of arthroscopic acromioplasty related to rotator cuff lesions. *Int Orthop* 17:228-231, 1993.
3. Altchek DW, Carson EW: Arthroscopic acromioplasty: indications and technique. *Instr Course Lect* 47:21-28, 1998.
4. Anderson NH, Sojbjerg JO, Johannsen HV, Sneppen O: Self-training versus physiotherapist-supervised rehabilitation of the shoulder in patients treated with arthroscopic subacromial decompression: a clinical randomized study. *J Shoulder Elbow Surg* 8:99-01, 1999.
5. Arcand MA, O'Rourke P, Zeman CA, Burkhead WZ: Revision surgery after failed subacromial decompression. *Int Orthop* 24:61-64, 2000.
6. Bak K, Spring BJ, Henderson IJ: Re-formation of the coracoacromial ligament after open resection or arthroscopic release. *J Shoulder Elbow Surg* 9:289-293, 2000.
7. Balich SM, Sheley RC, Brown TR, Sauser DD, Quinn SF: MR imaging of the rotator cuff tendon: interobserver agreement and analysis of interpretive errors. *Radiology* 204:191-194, 1997.
8. Barber FA: Coplaning of the acromioclavicular joint. *Arthroscopy* 17:913-917, 2001.
9. Barber FA, Deck MA: The in vivo histology of an absorbable suture anchor: a preliminary report. *Arthroscopy*. 11:77-81, 1995.
10. Barber FA, Herbert MA, Click JN: The ultimate strength of suture anchors. *Arthroscopy*. 11:21-28, 1995.
11. Barfod G, Svendsen RN: Synovitis of the knee after intraarticular fracture fixation with Biofix: Report of two cases. *Acta Orthop Scand*. 63:680-681, 1992.

12. Barthel T: Ergebnisse der endoskopischen subacromialen Dekompression. Eine prospektive Multicenter-Studie. In: *Das Impingement-Syndrom der Schulter*, ed by J Eulert, A Hedtmann, Stuttgart, New York, Thieme, 1996,
13. Bartsch S, Hullmann S, Hillrichs B, Giers R, Echtermeyer V: Die Osteosynthese der dislozierten Humeruskopffrakturen der winkelstabilen proximalen Oberarm-Platte. *Akt Traumatol* 31:64-71, 2001.
14. Bergsma JE, deBruijn WC, Rozema FR, Bos RR, Boering G: Late degradation tissue response to poly (L-Lactide) bone plate and screws. *Biomaterials* 16:25-31, 1995.
15. Bernard J, Charalambides C, Aderinto J, and Mok D. Early failure of intramedullary nailing for proximal humeral fractures. *Injury* 31: 789-792, 2000.
16. Bigliani LU, Morrison D, April EW: Morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tear. *Orthop Trans* 10:228, 1986.
17. Boss A, Hintermann B: Primäre Versorgung der Humeruskopftrümmerfraktur beim älteren Patienten mit einer Kopfprothese. *Unfallchirurg* 100:867-873, 1997.
18. Böstman O, Pääväranta U, Partio EK: Degradation and tissue replacement of an absorbable polyglycolic screw in the fixation of rabbit femoral osteotomies. *J Bone Joint Surg [Am]* 74:1021-1031, 1992.
19. Böstman OM, Pihlajamäki HK: Late foreign-body reaction to an intraosseous bioabsorbable polylactic acid screw. A case report. *J. Bone Joint Surg. Am.* 80:1791-1794, 1998.
20. Böstman OM, Pihlajamäki HK, Partio EK, Rokkanen PU: Clinical biocompatibility and degradation of polylactide screws in the ankle. *Clin Orthop* 320:101-109, 1995.
21. Böstman OM: Osteolytic changes accompanying degradation of absorbable fracture fixation implants. *J Bone Joint Surg [Br]* 73:679-682, 1991.
22. Brekke JH, Olson RA, Scully JR, Osborn DB: Influence of polylactic acid mesh on the incidence of localized osteitis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 56:240-245, 1983.
23. Brooks CH, Revell WJ, Heatley FW: Vascularity of the humeral head after proximal humeral fractures. An anatomical cadaver study. *J Bone Joint Surg [Br]* 75:132-136, 1993.
24. Brox JI, Gjengedal E, Uppheim G, Bohmer AS, Brevik JI, Ljunggren AE, Staff PH: Arthroscopic surgery versus supervised exercises in

- patients with rotator cuff disease (stage II impingement syndrome): a prospective, randomized, controlled study in 125 patients with a 2 1/2-year follow-up. *J Shoulder.Elbow.Surg* 8:102-111, 1999.
25. Brox JI, Gjengedal E, Uppheim G, Bohmer AS, Brevik JI, Ljunggren AE, Staff PH: Arthroscopic surgery versus supervised exercises in patients with rotator cuff disease (stage II impingement syndrome): a prospective, randomized, controlled study in 125 patients with a 2 1/2-year follow-up. *J Shoulder.Elbow.Surg* 8:102-111, 1999.
 26. Brulhart KB, Roggo A, Kossmann T, Duff C, Schimmer R, Glinz W: Arthroscopy of the shoulder joint. Technique, indications, surgery and complications. *Langenbecks Arch Chir* 378:200-205, 1993.
 27. Buford D, Mologne T, McGrath S, Heinen G, Snyder S: Midterm results of arthroscopic co-planing of the acromioclavicular joint. *J Shoulder Elbow Surg* 9:498-501, 2000.
 28. Burkart A, Imhoff AB, Roscher E: Foreign-body reaction to the bioabsorbable suretac device. *Arthroscopy* 16:91-95, 2000.
 29. Burkhart SS: Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears. Clinical results and biomechanical rationale. *Clin Orthop* 267:45-56, 1991.
 30. Burkhart SS: Arthroscopic debridement and decompression for selected rotator cuff tears. Clinical results, pathomechanics, and patient selection based on biomechanical parameters. *Orthop Clin North Am* 24:111-123, 1993.
 31. Caspari RB, Thal R: A technique for arthroscopic subacromial decompression. *Arthroscopy* 8:23-30, 1992.
 32. Casteleyn PP, Handelberg F, Haentjens P: Biodegradable rods versus Kirschner wire fixation of wrist fractures. A randomised trial. *J Bone Joint Surg [Br]* 74:858-861, 1992.
 33. Chang C, Wang S, Chiou H, Ma, H, Sun Y, Wu H: Comparison of shoulder ultrasound and MR imaging in diagnosing full-thickness rotator cuff tears. *J Clin Imaging* 26:50-54, 2002.
 34. Chudik SC, Weinhold P, Dahners LE: Fixed-angle plate fixation in simulated fractures of the proximal humerus: a biomechanical study of a new device. *J Shoulder Elbow Surg* 12:578-588, 2003.
 35. Claes LE, Ignatius AA, Rehm KE, Scholz C: New bioresorbable pin for the reduction of small bony fragments: design, mechanical properties and in vitro degradation. *Biomaterials* 17:1621-6, 1996.

36. Codman EA: Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa. In: *The shoulder*, ed by T Thomas, Boston, 1934,
37. Constant CR: Assessment of shoulder function. *Orthopäde* 20:289-294, 1991.
38. Constant CR, Murley AH: A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop* 214:160-164, 1987.
39. Crass JR, Craig EV, Thompson RC, Feinberg SB: Ultrasonography of the rotator cuff: surgical correlation. *J Clin Ultrasound*. 12:487-491, 1984.
40. Cummins CA, Murrell GA: TI - Mode of failure for rotator cuff repair with suture anchors identified at revision surgery. *Arthroscopy* 19:239-48, 2003
41. DeBernardino TM, Arciero RA, Uhorchak JM., and Taylor DC. Long-term radiographic analysis of absorbable and non-absorbable implants used in Bankart repairs. 40. 1998. Orlando, Florida, 17th annual meeting of the arthroscopy association of north america.
42. Drumm F, Birkner W, Henche HF: Diagnose von Rotatorenmanschettenläsionen des Schultergelenks. Wertigkeit klinischer Untersuchungstechniken, der Sonographie des „Anfängers“, der MRT und Vergleich mit der Arthroskopie. *Arthroskopie* 14:94-102, 2001.
43. Edwards DJ: Adverse reactions to an absorbable shoulder fixation device. *J Shoulder Elbow Surg* 3:230-233, 1994.
44. Ellman H: Arthroscopic subacromial decompression: analysis of one- to three-year results. *Arthroscopy* 3:173-181, 1987.
45. Ellman H, Kay SP: Arthroscopic subacromial decompression for chronic impingement. Two- to five-year results. *J Bone Joint Surg [Br]* 73:395-398, 1991.
46. Ellman H, Kay SP, Wirth M: Arthroscopic treatment of full-thickness rotator cuff tears: 2- to 7-year follow-up study. *Arthroscopy* 9:195-200, 1993.
47. Esch JC: Arthroscopic subacromial decompression and postoperative management. *Orthop Clin North Am* 24:161-171, 1993.
48. Esch JC, Ozerkis LR, Helgager JA, Kane N, Lillioth N: Arthroscopic subacromial decompression: results according to the degree of rotator cuff tear. *Arthroscopy* 4:241-249, 1988.

49. Farley TE, Neumann CH, Steinbach LS, Jahnke AJ, Petersen SS: Full-thickness tears of the rotator cuff of the shoulder: diagnosis with MR imaging. *Am J Roentgenol* 1582:347-351, 1992.
50. Ferrari FS, Governi S, Burresi F, Vigni F, Stefani P: Supraspinatus tendon tears: comparison of US and MR arthrography with surgical correlation. *Eur Radiol* 12:1211-1217, 2002.
51. Fraser RK, Cole WG: Osteolysis after biodegradable pin fixation of fractures in children. *J.Bone Joint Surg [Br]* 74:929-930, 1992.
52. Frigg R: Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury* 32 Suppl 2:63-66, 2001.
53. Frigg R, Appenzeller A, Christensen R, Frenk A, Gilbert S, Schavan R: The development of the distal femur Less Invasive Stabilization System (LISS). *Injury* 32 Suppl 3:24-31, 2001.
54. Frokjaer J, Moller BN: Biodegradable fixation of ankle fractures. Complications in a prospective study of 25 cases. *Acta Orthop.Scand.* 63:434-436, 1992.
55. Gartsman GM: Arthroscopic acromioplasty for lesions of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg [Am]* 72:169-180, 1990.
56. Gartsman GM: Massive, irreparable tears of the rotator cuff. Results of operative debridement and subacromial decompression. *J Bone Joint Surg Am* 79:715-721, 1997.
57. Gartsman GM, Khan M, Hammerman SM: Arthroscopic repair of full-thickness tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg [Am]* 80:832-840, 1998.
58. Gautier E, Ganz R: Die biologische Plattenosteosynthese. *Zentralbl Chir* 119:564-572, 1994.
59. Gautier E, Perren SM: Die "Limited Contact Dynamic Compression Plate" (LC-DCP)-Biomechanische Forschung als Grundlage des neuen Plattendesigns. *Orthopade.* 21:11-23, 1992.
60. Gibson JNA, Madhok R: Interventions for treating proximal humeral fractures in adults (Cochrane Review). *The Cochrane Library* 3:2001.
61. Gohlke F, Schneider P, Siegel K, Balzer C: Über die Festigkeit unterschiedlicher Verankerungssysteme zur operativen Korrektur der Instabilität des Schultergelenks. *Unfallchirurg.* 96:546-550, 1993.
62. Goradia VK, Mullen DJ, Boucher HR, Parks BG, O'Donnel JB: Cyclic loading of rotator cuff repairs: A comparison of bioabsorbable

tacks with metal suture anchors and transosseous sutures.
Arthroscopy 17:360-364, 2001.

63. Green A: Arthroscopic treatment of impingement syndrome. *Orthop Clin North Am* 26:631-641, 1995.
64. Haas NP, Hauke C, Schütz M, Kääb MJ, and Perren SM: Treatment of diaphyseal fractures of the forearm using the Point Contact Fixator (PC-Fix): Results of 387 fractures of a prospective multicentric study (PC-Fix II). *Injury* 32, S-51-S-62, 2001.
65. Habermeyer P: Die Humeruskopffraktur. *Unfallchirurg* 100:820-837, 1997.
66. Harland U: Die Abhängigkeit der Echogenität vom Anschallwinkel an Muskulatur und Sehnengewebe. *Z Orthop* 126:117-124, 1988.
67. Hartig A, Rojczyk M: Arthroscopic sub-acromial decompression. Comments on indications and surgical technique. *Unfallchirurg* 96:109-115, 1993.
68. Hawkins RJ, Abrams JS: Impingement syndrome in the absence of rotator cuff tear (stages 1 and 2). *Orthop Clin North Am* 18:373-382, 1987.
69. Hawkins RJ, Chris AD, Bokor DJ, Kiefer G: Failed anterior acromioplasty. A review of 51 cases. *Clin Orthop* 243:106-111, 1989.
70. Hawkins RJ, Kennedy JC: Impingement syndrome in athletes. *Am J Sports Med* 8:151-158, 1980.
71. Hawkins RJ, Plancher KD, Saddemi SR, Brezenoff LS, Moor JT: Arthroscopic subacromial decompression. *J Shoulder Elbow Surg* 10:225-230, 2001.
72. Hedtmann A, Fett H: Sonographie der Rotatorenmanschette. *Orthopäde* 31:236-246, 2002.
73. Hedtmann A, Fett H: Sonographische Diagnostik. In: *Schulterchirurgie*, pp 118-135, 2002.
74. Hedtmann A, Fett H: Sonographische Diagnostik. In: *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie*, ed by Gohlke F, Hedtmann A, Stuttgart, Thieme, pp 118-135, 2002.
75. Hedtmann A, Fett H: Ultrasonography of the shoulder in subacromial syndromes with disorders and injuries of the rotator cuff. *Orthopäde*. 24:498-508, 1995.
76. Heininger-Biner K MMHR: Diagnostik der Rotatorenmanschettenruptur: Korrelation des klinischen Befundes und der

Magnetresonanztomographie mit dem intraoperativen Befund. *Z Orthop* 138:478-480, 2000.

77. Helling H-J, Rehm KE, Claes L, Hutmacher D, Weiler A: Experimentelle Prüfung eines biodegradierbaren Polylactidstiftes. *Hefte zu Der Unfallchirurg* 232:353-354, 1993.
78. Hersovici D, Saunders DT, Johnson MP: Percutaneous fixation of proximal humeral fractures. *Clin Orthop* 375:97-104, 2000.
79. Hessmann M, Baumgaertel F, Gehling H, Klingelhoeffer I, Gotzen L: Plate fixation of proximal humeral fractures with indirect reduction: surgical technique and results utilizing three shoulder scores. *Injury* 30:453-462, 1999.
80. Hintermann B, Trouillier HH, Schäfer D: Rigid internal fixation of fractures of the proximal humerus in older patients. *J Bone Joint Surg [Br]* 82:283-285, 2000.
81. Hoe-Hansen CE, Palm L, Norlin R: The influence of cuff pathology on shoulder function after arthroscopic subacromial decompression: a 3- and 6-year follow-up study. *J Shoulder Elbow Surg* 8:585-589, 1999.
82. Hoffman R, Weiler A, Helling H-J, Krettek C, Rehm KE: Lokale Fremdkörperreaktionen auf biodegradierbare Implantate. Eine Klassifikation. *Unfallchirurg* 100:658-666, 1997.
83. Hoffmann R, Khodadadyan C, Raschke M, Maitino PD, Haas NP: Die retrograde Markdrahtung bei proximaler Humerusfraktur des alten Patienten. *Zentralbl Chir* 123:1232-1238, 1998.
84. Hünenbein M, Raschke M, Khodadadyan C, Hohenberger P, Haas NP, Schlag PM: Three-dimensional ultrasonography of bone and soft tissue lesions. *Eur J Ultrasound* 13:17-23, 2001.
85. Ignatius AA, Claes LE: In vitro biocompatibility of bioresorbable polymers: poly(L, DL- lactide) and poly(L-lactide-co-glycolide). *Biomaterials* 1996.
86. Imhoff A, Burkart AE, Roscher E: Adverse reactions to bioabsorbable Suretac device in arthroscopic shoulder stabilisation and SLAP refixation. Nice. Proc Europ Soc Sports Med Knee Surg Arthroscopy. 8th Congress. 1998.
87. Imhoff A, Koenig U: *Schulterinstabilität-Rotatorenmanschette*. Darmstadt, Steinkopff, 2003.
88. Imhoff AB, Roscher E, König U: Arthroscopic shoulder stabilization. Differentiated treatment strategy with Suretac, Fastak, Holmium: YAG-laser and electrosurgery]. *Orthopäde*. 27:518-531, 1998.

89. Jaberg H, Warner JP, Jakob RP: Percutaneous stabilization of unstable fractures of the humerus. *J Bone Joint Surg [Am]* 74:508-515, 1992.
90. Jerosch J: Einfluß der Gelenkmobilität auf die Ergebnisse der transarthroskopischen subakromialen Dekompression. *Arthroskopie* 3:146-152, 1990.
91. Jerosch J, Strauss JM, Schneider T: Arthroscopic subacromial decompression. 1-3 year results. *Z Orthop Grenzgeb.* 130:406-412, 1992.
92. Jerosch J: Arthroskopische Subacromiale Dekompression. 1-3 Jahresergebnisse. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 130:406-412, 1992.
93. Karlsson J, Kartus J, Ejerhed L, Gunnarsson AC, Lundin O, Sward L: Bioabsorbable tacks for arthroscopic treatment of recurrent anterior shoulder dislocation. *Scand J Med Sci Sports* 8:411-415, 1998.
94. Kartus J, Eierhed L, Funck E, Köhler K, Sernert N, Karlsson J: Arthroscopic and open shoulder stabilization using absorbable implants. A clinical and radiographic comparison of two methods. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6:181-188, 1998.
95. Kelly IM, Gardener JE, Lees WR: Three-dimensional fetal ultrasound. *Lancet* 339:1062-1064, 1992.
96. Kempf JF, Gleyze P, Bonnomet F, Walch G, Mole D, Frank A, Beaufile P, Levigne C, Rio B, Jaffe A: A multicenter study of 210 rotator cuff tears treated by arthroscopic acromioplasty. *Arthroscopy* 15:56-66, 1999.
97. Kenn W, Hufnagel P, Muller T, Gohlke F, Bohm D, Kellner M, Hahn D: Arthrography, ultrasound and MRI in rotator cuff lesions: a comparison of methods in partial lesions and small complete ruptures. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 172:260-266, 2000.
98. Kim SH, Ha KI, Kim YM: Arthroscopic revision bankart repair: a prospective outcome study. *Arthroscopy* 18:496-482, 2002.
99. Kluger R, Mayrhofer R, Kröner A, Pabinger C, Pärtan G, Hruby W, Engel A: Sonographic versus magnetic resonance arthrographic evaluation of full thickness rotator cuff tears in millimeters. *J Shoulder Elbow Surg* 12:110-116, 2003.
100. Konermann W, Gruber G: Standardschnittebenen am Stütz- und Bewegungsapparat. *Orthopäde* 31:125-134, 2002.
101. Koval KJ, Gallagher MA, Marsicano JG, Cuomo F, McShinawy A, Zuckerman JD: Functional outcome after minimally displaced

fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg [Am]* 79:203-207, 1997.

102. Koval, Kenneth J., Hoehl, James J., Kummer, Frederick J., and Simon, Jordan A. Distal Femoral Fixation: A Biomechanical Comparison of the Standard Condylar Buttress Plate, a Locked Buttress Plate, and the 95-Degree Blade Plate. *J Orthop Trauma* 17, 521-524. 1997.
103. Köstler W, Strohm PC, Südkamp NP: Neue Osteosyntheseverfahren am Humerus. *Chirurg* 73:969-977, 2002.
104. Kristiansen B, Barfod G, Bredesen J, Erin-Madsen J, Grum B, Horsnaes MW, Aalberg JR: Epidemiology of proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand.* 58:75-77, 1987.
105. Kuner EH, Siebler G: Dislocation fractures of the proximal humerus--results following surgical treatment. A follow-up study of 167 cases. *Unfallchirurgie* 13:64-71, 1987.
106. Lajtai G, Humer K, Aitzetmüller G, Unger F, Ramadani F, Orthner E: Results of reconstruction of anterior cruciate ligament ruptures. Use of resorbable interference screws. *Unfallchirurg* 102:35-42, 1999.
107. Lazarus MD, Chansky HA, Misra S, Williams GR, Ianotti JP: Comparison of open and arthroscopic subacromial decompression. *J Shoulder Elbow Surg.* 3:1-11, 1994.
108. Lazovic D: Dreidimensionale Ultraschalltechniken. *Orthopäde* 31:190-196, 2002.
109. Lederer M, Tepic S, Perren SM: Experimentelle Frakturbehandlung mit dem Point Contact Fixator (PC-Fix) - eine in vivo Studie an der Schafstibia. In: *Hefte zu "Der Unfallchirurg"*, ed by KE Rehm, Berlin, Heidelberg, Springer, pp 353-354, 1996
110. Leotta DF, Martin RW: Three-dimensional ultrasound imaging of the rotator cuff: spatial compounding and tendon thickness measurement. *Ultrasound Med Biol.* 26:509-525, 2000.
111. Levine WN, Barron OA, Yamaguchi K, Pollock RG, Flatow EL, Bigliani LU: Arthroscopic distal clavicle resection from a bursal approach. *Arthroscopy* 14:52-56, 1998.
112. Levy HJ, Gardner RD, Lemak LJ: Arthroscopic subacromial decompression in the treatment of full-thickness rotator cuff tears. *Arthroscopy* 7:8-3, 1991.
113. Levy O, Copeland SA: Regeneration of the coracoacromial ligament after acromioplasty and arthroscopic subacromial decompression. *J Shoulder Elbow Surg* 10:317-320, 2001.

114. Li SM, Garreau H, Vert M: Structure-property relationship in the case of the degradation of massive atrophic poly-(alpha hydroxy acids) in aqueous media: Part I. *J Mater Sci Mater Med* 1:123-130, 1990.
115. Liew AS, Johnson J, Patterson S, King G, and Chess D. Effect of screw placement on fixation in the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg* 9, 423-426. 2000.
116. Lill H, Josten C: Proximal and distal humerus fractures in advanced age. *Orthopäde* 29:327-341, 2000.
117. Lill H, Lange K, Prasse-Badde J, Schmid A, Verheyden P, Echtermeyer V: Die T-Plattenosteosynthese bei dislozierten proximalen Humerusfrakturen. *Unfallchirurgie* 23:183-190, 1997.
118. Lirette R, Morin F, Kinnard P: The difficulties in assessment of results of anterior acromioplasty. *Clin Orthop* 287:14-16, 1992.
119. Loitz D: Das Subacromialsyndrom der Schulter. *Unfallchirurg* 102:870-87, 1999.
120. Ludwig J, Wittenberg RH, Hedtmann A: Indikationen, Techniken und Ergebnisse der endoskopischen Dekompression beim Impingementsyndrom der Schulter. *Arthroskopie* 8:202-208, 1995.
121. Lungershausen W, Bach O, Lorenz CO: Humeruskopffrakturen - winkelstabile Plattenosteosynthese. *Zentralbl Chir* 128:28-33, 2003.
122. Lyons FA, Rockwood CA: Migration of pins used in operations on the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 72:1262-1268, 1992.
123. Machner A, Pap G, Rohkohl K, Merk H: Revisions after arthroscopic interventions in the subacromial space. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 138:104-109, 2000.
124. Machner A, Pap G, Rohkohl K, Merk H: Calcifications after operations of the subacromial space. *Zentralbl Chir* 126:44-49, 2001.
125. Mainil-Varlet P, Cordey J., Gogolewski S: Positional stability of polylactide pins with various surface texture in the sheep tibia. *J Biomed Mater Res* 34:351-359, 1997.
126. Mainil-Varlet P, Rahn B, Gogolewski S: Long-term in vivo degradation and bone reaction to various polylactides. *Biomaterials* 18:257-266, 1997.
127. Mantone JK, Burkhead WZ, Noonan J: Nonoperative treatment of rotator cuff tears. *Orthop Clin North Am* 31:295-311, 2000.

128. Marti A, Fankhauser C, Frenk A, Cordey J, Gasser B: Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system for the internal fixation of distal femur fractures. *J Orthop Trauma* 15, 482-487. 2001.
129. Martin-Hervas C, Romero J, Navas-Acien A, Reboiras JJ, Munera L: Ultrasonographic and magnetic resonance images of rotator cuff lesions compared with arthroscopy or open surgery findings. *J Shoulder Elbow Surg* 105:410-415, 2001.
130. Martin SD, Baumgarten TE, Andrews JR: Arthroscopic resection of the distal aspect of the clavicle with concomitant subacromial decompression. *J Bone Joint Surg [Am]* 83-A:328-335, 2001.
131. Massoud SN, Levy O, Copeland SA: Subacromial decompression. Treatment for small- and medium-sized tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg [Br]* 84:955-960, 2002.
132. Matsen FA, Lippitt SB, Sidles JA, Harryman DT: Practical evaluation and management of the shoulder. Philadelphia, WB Saunders Company, 1994.
133. Matter P, Burch HB: Clinical experience with titanium implants, especially with the limited contact dynamic compression plate system. *Arch Orthop Trauma Surg* 109:311-313, 1990.
134. Matter P, Schütz M, Bühler M, Ungersböck A, Perren S: Klinische Ergebnisse mit der Limited Contact DCP-Platte aus Titan-eine prospektive Studie mit 504 Fällen. *Z Unfallchir Versicherungsmed* 87:6-13, 1994.
135. McConville OR, Iannotti JP: Partial-thickness tears of the rotator cuff: evaluation and management. *J Am Acad. Orthop Surg* 7:32-43, 1999.
136. McKee MD, Seiler JG, Jupiter JB: The application of the limited contact dynamic compression plate in the upper extremity: an analysis of 114 consecutive cases. *Injury* 26:661-666, 1995.
137. Merz E: Aktuelle technische Möglichkeiten der 3D-Sonographie in der Gynäkologie und Geburtshilfe. *Ultraschall in Med* 18: 190-195. 1997.
138. Miclau T, Remiger A, Tepic S, Lindsey R, McIlff T: A mechanical comparison of the dynamic compression plate, limited contact-dynamic compression plate, and point contact fixator. *J Orthop Trauma* 9:17-22, 1995.
139. Misra A, Kapur R, Maffulli N: Complex proximal humeral fractures in adults - a systematic review of management. *Injury* 32:363-372, 2001.

140. Montgomery TJ, Yerger B, Savoie FHI: Management of rotator cuff tears. A comparison of arthroscopic debridement and surgical repair. *J Shoulder Elbow Surg.* 3:701994.
141. Mückter H, Herzog L, Becker M, Vogel W, Meeder PJ, Buchholz J: Die winkel- und rotationsstabile Osteosynthese proximaler Humerusfrakturen mit der Humerus-Fixateur Platte. *Chirurg* 72:1327-1335, 2001.
142. Müller M, Kääh M, Villiger C, Holzach P: Osteolysis after open shoulder stabilization using a new bioresorbable bone anchor: a prospective, non-randomized clinical trial. *Injury* 33:S-B-30-36, 2002.
143. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H: Manual der Osteosynthese. Berlin, Heidelberg, New York, Springer Verlag, 1992.
144. Neer CS: Displaced proximal humeral fractures. I. Classification and evaluation. *J Bone Joint Surg [Am]* 52:1077-1089, 1970.
145. Neer CS: Displaced proximal humeral fractures. II. Treatment of three-part and four-part displacement. *J Bone Joint Surg [Am]* 52:1090-1103, 1970.
146. Neer CS: Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surg [Am]* 54:41-50, 1972.
147. Nelson MC, Leather GP, Nirschl RP, Pettrone FA, Freeman JR, Freedmann MT: Evaluation of the painful shoulder. *J Bone Joint Surg [Am]* 73:707-716, 1991.
148. Nordström P, Pihlajamäki H, Toivonen T, Törmälä P, Rokkanen P: Tissue response to polyglycolide and polylactide pins in cancellous bone. *Arch Orthop Trauma Surg* 117:197-204, 1998.
149. Norlin R: Arthroscopic subacromial decompression versus open acromioplasty. *Arthroscopy* 5:321-323, 1989.
150. Nutton RW, McBirnie JM, Phillips C: Treatment of chronic rotator-cuff impingement by arthroscopic subacromial decompression. *J Bone Joint Surg [Br]* 79:73-76, 1997.
151. Ogilvie-Harris DJ, Demaziere A: Arthroscopic debridement versus open repair for rotator cuff tears. A prospective cohort study. *J Bone Joint Surg [Br]* 75:416-420, 1993.
152. Olsewski JM, Depew AD: Arthroscopic subacromial decompression and rotator cuff debridement for stage II and stage III impingement. *Arthroscopy* 10:61-68, 1994.

153. Patel VR, Singh D, Calvert PT, Bayley JI: Arthroscopic subacromial decompression: results and factors affecting outcome. *J Shoulder Elbow Surg* 8:231-237, 1999.
154. Pattee GA, Snyder SJ: Sonographic evaluation of the rotator cuff: correlation with arthroscopy. *Arthroscopy* 4:15-20, 1988.
155. Paulos LE: Anterior labrum reconstruction with mini-capsular shift procedure. *J Shoulder Elbow Surg* 2:305-313, 1993.
156. Paulos LE, Franklin JL: Arthroscopic shoulder decompression development and application. A five year experience. *Am J Sports Med* 18:235-244, 1990.
157. Pearsall AW, Osbahr DC, Speer KP: An arthroscopic technique for treating patients with frozen shoulder. *Arthroscopy* 15:2-1, 1999.
158. Peltö-Vasenius K, Hirvensalo E, Vasenius J, Rokkanen P: Osteolytic changes after polyglycolide pin fixation in chevron osteotomy. *Foot Ankle Int.* 18:21-25, 1997.
159. Perren SM: Biomechanische Reaktion des Knochens auf intra- und extramedulläre Kraftträger: Die Bedeutung des Implantatkontakts. *Orthopäde* 24:402-408, 1995.
160. Perren SM: Interaktion zwischen Gewebe und Implanat in der Frühphase der Frakturbehandlung. In: Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates, ed by E Schneider, Berlin, Heidelberg, Springer, pp 117-135. 1997
161. Pihlajamäki H, Bostman O, Rokkanen P: A biodegradable expansion plug for fixation of the coracoid bone block in the Bristow-Latarjet operation. *Int Orthop* 18:66-71, 1994.
162. Pistner H, Gutwald R., Ordnung R., Reuther J., Mühling J.: Poly(L-lactide): A long-term degradation study in vivo. Part I: Biological results. *Biomaterials* 14:671-677, 1993.
163. Potzl W, Witt KA, Hackenberg L, Marquardt B, Steinbeck J: Results of suture anchor repair of anteroinferior shoulder instability: a prospective clinical study of 85 shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 12:322-326, 2003.
164. Quinn SF, Sheley RC, Demlow TA, Szumowski J: Rotator cuff tendon tears: evaluation with fat-suppressed MR imaging with arthroscopic correlation in 100 patients. *Radiology* 195:497-500, 1995.
165. Radke S, Kenn W, Gohlke F: Degenerative Veränderungen und Rotatorenmanschettendefekte. *Orthopäde* 30:484-491, 2001.

166. Rathbun JB, Macnab I: The microvascular pattern of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg [Br]* 52:540-553, 1970.
167. Rehm KE, Helling HJ, Claes L: Bericht der Arbeitsgruppe Biodegradable Implantate. *Aktuelle Traumatol.* 24:70-73, 1994.
168. Remiger A, Predieri M, Tepic S, Perren S: Experimentelle Frakturbehandlung mit dem Point-Contact-Fixateur (PC-Fix) - eine in-vivo Studie an Schafen. *Langenbecks Arch Chir Forumband.* 427-433, 1994.
169. Resch H, Hübner C, Schwaiger R: Minimally invasive reduction and osteosynthesis of articular fractures of the humeral head. *Injury* 32:S-A25-S-A322001.
170. Richards RR, Kai-Nan A, Bigliani LU, Friedman RJ, Gartsman GM, Gristina AG, Iannotti JP, Van CM, Sidles JA, Zuckerman JD: A standardized method for the assessment of shoulder function. *J Shoulder Elbow Surg* 3:347-353, 1994.
171. Richmond JC, Donaldson WR, Fu F, Harner CD: Modification of the Bankart reconstruction with a suture anchor. Report of a new technique. *Am J Sports Med.* 19:343-346, 1991.
172. Riedl S, Taucher A, Kühner C, Göhring U, Sohn C, and Meeder PJ. Die dreidimensionale Sonographie in der Diagnostik von Meniskusläsionen. Eine experimentelle und klinische Studie. *Chirurg* 68:1150-1155, 1997.
173. Robertson DB, Daniel DM, Biden E: Soft tissue fixation to bone. *Am J Sports Med.* 14:398-403, 1986.
174. Rokkanen P, Bostman O, Vainionpää S, Mäkelä EA, Hirvensalo E, Partio EK, Vihtonen K, Patiala H, Tormala P: Absorbable devices in the fixation of fractures. *J Trauma.* 40:123-127, 1996.
175. Rose SH, Melton LJ, III, Morrey BF, Ilstrup DM, Riggs BL: Epidemiologic features of humeral fractures. *Clin Orthop* 168:24-30, 1982.
176. Roye RP, Grana WA, Yates CK: Arthroscopic subacromial decompression: two- to seven-year follow-up. *Arthroscopy* 11:301-306, 1995.
177. Rubenthaler F, Wittenberg RH: Intermediate-term follow-up of surgically managed tendinosis calcarea (calcifying subacromion syndrome--SAS) of the shoulder joint. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 135:354-359, 1997.
178. Ruotolo C, Nottage WM: Surgical and nonsurgical management of rotator cuff tears. *Arthroscopy* 18:527-531, 2002.

179. Rupp S: Mid-term results of arthroscopic subacromial decompression with special reference to ongoing disability claims. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 138:Oa14-Oa15, 2000.
180. Rupp S, Rehm S, Tempelhof S, Seil R: Intermediate-term results after arthroscopic subacromial decompression with special reference to ongoing disability claims. *Unfallchirurg* 104:961-964, 2001.
181. Ryu RK: Arthroscopic subacromial decompression: a clinical review. *Arthroscopy* 8:141-147, 1992.
182. Ryu RK, Burkhart SS, Parten PM, Gross RM: Complex topics in arthroscopic subacromial space and rotator cuff surgery. *Arthroscopy* 18:51-64, 2002.
183. Sachs RA, Stone ML, Devine S: Open vs. arthroscopic acromioplasty: a prospective, randomized study. *Arthroscopy* 10:248-254, 1994.
184. Sadowski C, Riand N, Stern R, Hoffmeyer P: Fixation of fractures of the proximal humerus with the PlanTan Humerus fixator plate: early experience with a new implant. *J Shoulder Elbow Surg* 12:148-151, 2003.
185. Santavirta S, Konttinen YT, Saito T, Gronblad M, Paratio E, Kemppinen P, Rokkanen P: Immune response to polyglycolic acid implants. *J Bone Joint Surg [Br]* 72:597-600, 1990.
186. Schandelmaier P, Krettek C, Tscherne H. Distal fractures of the femur. *Unfallchirurg* 103, 428-436. 2000.
187. Schavan, R. and Frigg, R: Biomechanical aspects of screw-bone-interface with self-drilling and self-tapping Schanz screws. 305. 10th Conference of the ESB, 1996.
188. Schütz M, Müller M, Krettek C, Höntzsch D, Regazzoni P, Ganz R, Haas N: Minimally invasive fracture stabilization of distal femoral fractures with LISS: A prospective multicenter study Results of a clinical study with special emphasis on difficult cases. *Injury* 32 Suppl 3:48-54, 2001.
189. Simpson NS, Goodman LA, Jupiter JB: Contoured LCDC plating of the proximal ulna. *Injury*. 27:411-417, 1996.
190. Snyder S: Evaluation and treatment of the rotator cuff. *Orthop Clin North Am* 241:173-192, 1993.
191. Snyder SJ, Pachelli AF, Del Pizzo W, Friedman MJ, Ferkel RD, Pattee G: Partial thickness rotator cuff tears: results of arthroscopic treatment. *Arthroscopy* 7:1-7, 1991.
192. Sohn C, Lenz G, Thies M: 3-dimensional ultrasound image of the infant hip. *Ultraschall Med* 11:302-305, 1990.

193. Song EK, Lee KB, Yoon TR: Aseptic synovitis after menisceal repair using the biodegradable meniscus arrow. *Arthroscopy* 17:77-80, 2001.
194. Sonnabend DH, Hughes JS, Giuffre BM, Farrell R: The clinical role of shoulder ultrasound. *Aust Z J Surg* 67:630-633, 1997.
195. Soyer J, Vaz S, Pries P, Clarac JP: The relationship between clinical outcomes and the amount of arthroscopic acromial resection *Arthroscopy* 19:34-39, 2003.
196. Spangehl MJ, Hawkins RH, McCormack RG, Loomer RL: Arthroscopic versus open acromioplasty: a prospective, randomized, blinded study. *J Shoulder Elbow Surg* 11:101-107, 2002.
197. Speck M, Lang FJ, Regazzoni P: Proximale Humerusmehrfragmentfrakturen - Misserfolge nach T-Plattenosteosynthesen. *Swiss Surg* 2:51-56, 1996.
198. Speer KP, Lohnes J, Garrett-WE J: Arthroscopic subacromial decompression: results in advanced impingement syndrome. *Arthroscopy* 7:291-296, 1991.
199. Speer KP, Warren RF: Arthroscopic shoulder stabilization. A role for biodegradable materials. *Clin Orthop* 291:67-74, 1993.
200. Sperner G, Resch H, Lener M, Seykora P: Die Wertigkeit der Sonographie bei Rupturen der Rotatorenmanschette. *Unfallchirurg* 96:119-123, 1993.
201. St Pierre P, Olson EJ, Elliott JJ, O'Hair KC, McKinney LA, Ryan J: Tendon-healing to cortical bone compared with healing to a cancellous trough. A biomechanical and histological evaluation in goats. *J Bone Joint Surg [Am]* 77:1858-1866, 1995.
202. Steinbeck J, Halm H, Jerosch J, Wendt P: Outcome of endoscopic subacromial decompression operation in tendinitis and partial rupture of the rotator cuff. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 136:8-2, 1998.
203. Stephens SR, Warren RF, Payne LZ, Wickiewicz TL, Altchek DW: Arthroscopic acromioplasty: a 6- to 10-year follow-up. *Arthroscopy* 14:382-388, 1998.
204. Suuronen R: Biodegradable fracture-fixation devices in maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 22:50-57, 1993.
205. Swen WA, Jacobs JW, Algra PR, Manoliu RA, Rijkmans J, Willems WJ, Bijlsma JW: Sonography and magnetic resonance imaging equivalent for the assessment of full-thickness rotator cuff tears. *Arthritis Rheum* 42:2231-2238, 1999.

206. Swen WA, Jacobs JW, Neve WC, Bal D, Bijlsma JW: Is sonography performed by the rheumatologist as useful as arthrography executed by the radiologist for the assessment of full thickness rotator cuff tears? *J Rheumatol.* 25:1800-1806, 1998.
207. Szyszkowitz R, Seggl W, Schleifer P, Cundy PJ: Proximal humeral fractures. Management techniques and expected results. *Clin Orthop* 292:13-25, 1993.
208. Takizawa T, Akizuki S, Horiuchi H, Yasukawa Y: Foreign body gonitis caused by a broken poly-L-lactid acid screw. *Arthroscopy* 14:329-330, 1998.
209. Teefey SA, Hasan SA, Middleton WD, Patel M, Wright RW, Yamaguchi K: Ultrasonography of the rotator cuff. A comparison of ultrasonographic and arthroscopic findings in one hundred consecutive cases. *J Bone Joint Surg [Am]* 82:498-504, 2000.
210. Tepic S, Remiger AR, Morikawa K, Predieri M, Perren SM: Strength recovery in fractured sheep tibia treated with a plate or an internal fixator: an experimental study with a two-year follow-up. *J Orthop Trauma* 11:14-23, 1997.
211. Thomazeau H, Gleyze P, Frank A, Levigne C, Walch G, Devallet P: Arthroscopic debridement of full-thickness tears of the rotator cuff: a retrospective multicenter study of 283 cases with 3-year follow-up. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 86:136-142, 2000.
212. Thorling J, Bjerneld H, Hallin G, Hovelius L, Hagg O: Acromioplasty for impingement syndrome. *Acta Orthop Scand* 56:147-148, 1985.
213. Tingart MJ, Apreleva M, Zurakowski D, Warner JJ: Pullout strength of suture anchors used in rotator cuff repair. *J Bone Joint Surg [Am]* 11:2190-2180, 2003.
214. van Haasnoot E, Muench T, Matter P, Perren S: Radiological sequences of healing in internal plates and splints of different contact surface to bone (DCP, LC-DCP and PC-Fix). *Injur (Suppl)* 26:28-36, 1995.
215. Van Holsbeeck E, De Rycke J, Declercq G, Martens M, Verstreken J, Fabry G: Subacromial impingement: open versus arthroscopic decompression. *Arthroscopy* 8:173-178, 1992.
216. vanderElst M, Dijkema AR, Klein CP, Patka P, Haarman HJ: Tissue reaction on PLLA versus stainless steel interlocking nails for fracture fixation: an animal study. *Biomaterials* 16:103-106, 1995.
217. Viljanen J, Kinnunen J, Bondestam S, Majola A, Rokkanen P, Tormala P: Bone changes after experimental osteotomies fixed with absorbable self-reinforced poly-L-lactide screws or metallic screws studied by plain radiographs, quantitative computed tomography

- and magnetic resonance imaging. *Biomaterials* 16:1353-1358, 1995.
218. Viljanen JT, Pihlajamäki HK, Tormala PO, Rokkanen PU.: Comparison of the tissue response to absorbable self-reinforced polylactide screws and metallic screws in the fixation of cancellous bone osteotomies: an experimental study on the rabbit distal femur. *J Orthop Res* 15:398-407, 1997.
 219. Wallny TA, Schild RL, Schulze Bertelsbeck D, Hansmann ME, Kraft CN.: Three-dimensional Ultrasonography in the Diagnosis of Rotator Cuff Lesions. *Ultrasound Med* 27:745-749, 2001.
 220. Wallny TA, Theuerkauf I, Schild RL, Perlick L, Bertelsbeck DS: Die dreidimensionale Ultraschalluntersuchung der Rotatorenmanschette. *Ultraschall in Med.* 21:180-185, 2000.
 221. Wanner GA, Romero J, Hersche O, Smekal A, Ertel W: Dislocated proximal humerus fracture-results after stabilization with a double plate. *Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd.* 115:1211-1212, 1998.
 222. Wanner GA, Wanner-Schmid E, Romero J, Hersche O, von Smekal A, Trentz O, Ertel W: Internal Fixation of displaced proximal humerus fractures with two one-third tubular plates. *J Trauma* 54:536-544, 2003.
 223. Weber E, Matter P: Operative Behandlung proximaler Humerusfrakturen - Internationale Multizenterstudie. *Swiss Surg* 4:95-100, 1998.
 224. Weber SC: Arthroscopic debridement and acromioplasty versus mini-open repair in the management of significant partial-thickness tears of the rotator cuff. *Orthop Clin North Am* 28:79-82, 1997.
 225. Weiler A, Helling HJ, Kirch U, Zirbes TK, Rehm KE: Foreign-body reaction and the course of osteolysis after polyglycolide implants for fracture fixation: experimental study in sheep. *J.Bone Joint Surg.Br.* 78:369-376, 1996.
 226. Weiler A, Hoffmann R, Stähelin AC, Helling H-J, Südkamp NP: Biodegradable implants in sports medicine: the biological base. *Arthroscopy* 16:305-321, 2000.
 227. Weiler A, Peine R, Pashmineh-Azar A, Abel C, Südkamp NP, Hoffmann RF: Tendon healing in a bone tunnel. Part I: Biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* 19:113-123, 2003.
 228. Weiler A, Windhagen H., Raschke M., Laumeyer A., Hoffman R: Biodegradable interference screw fixation exhibits pullout force

and stiffness similar to titanium screws. *Am J Sports Med* 26:119-128, 1998.

229. Werner A, Böhm D, Ilg A, Gohlke F: Die intramedulläre Drahtosteosynthese nach Kapandji bei der proximalen Humerusfraktur. *Unfallchirurg* 105:332-337, 2002.
230. Wheeler DL, Colville MR: Biomechanical comparison of intramedullary and percutaneous pin fixation for proximal humeral fracture fixation. *J Orthop Trauma* 11:363-367, 1997.
231. Wiener SN, Seitz-WH J: Sonography of the shoulder in patients with tears of the rotator cuff: accuracy and value for selecting surgical options. *Am J Roentgenol* 160:103-107, 1993.
232. Wiggins AJ, Roolker W, Patt TW, Raaymakers EL, Marti RK: Open reduction and internal fixation of three and four-part fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg [Am]* 84:1919-1925, 2002.
233. Williams GR, Jr., Wong KL: Two-part and three-part fractures: open reduction and internal fixation versus closed reduction and percutaneous pinning. *Orthop Clin North Am* 31:1-21, 2000.
234. Wurnig C: Shoulder impingement. *Orthopäde* 29:868-880, 2000.
235. Zehetgruber, Lang T, Wurnig C: Distinction between supraspinatus, infraspinatus and subscapularis tendon tears with ultrasound in 332 surgically confirmed cases. *Ultrasound in Med* 28:711-717, 2002.
236. Zifko B, Zifko B, Poigenfurst J: Treatment of unstable fractures of the proximal end of the humerus using elastic curved intramedullary wires. *Unfallchirurgie* 13:72-81, 1987.
237. Zvijac JE, Levy HJ, Lemak LJ: Arthroscopic subacromial decompression in the treatment of full thickness rotator cuff tears: a 3- to 6-year follow-up. *Arthroscopy* 10:518-523, 1994.

Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr. N.P. Haas, Direktor des Zentrums für Musculoskeletale Chirurgie der Charité, für seine vielfältige Unterstützung, das Vertrauen und die gewährten zeitlichen Freiräume.

Ferner möchte ich Herrn Univ.-Prof. Dr. N.P. Südkamp, Direktor der Klinik für Traumatologie am Universitätsklinikum der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, für seine Unterstützung und seine zahlreichen Anregungen insbesondere bei der Durchführung der klinischen Studien danken.

Auch Priv.-Doz. Dr. A. Weiler, Dr. A. Gerber, Priv.-Doz. Dr. M. Schütz, Prof. Dr. Dr. G. Duda, Priv.-Doz. Dr. U. Stöckle, Univ.-Prof. Dr. M. Raschke, Prof. T. Mittlmeier, Dr. K. Schaser, Dr. H. Bail, Dr. A. Tempka, Priv.-Doz. Dr. M. Hünenbein und Dr. A. Schmeling gebührt für ihre unermüdliche und tatkräftige Unterstützung bei der Durchführung der experimentellen und klinischen Untersuchungen großer Dank.

Ebenso danke ich den Mitarbeitern des AO-Forschungs- und Entwicklungsinstitutes sowie der Fa. Mathys, Bettlach für ihre Unterstützung bei der Durchführung der experimentellen Untersuchungen, insbesondere: Prof. S.M. Perren, Prof. E. Schneider, Prof. S. Gogolewski, Dr. M. Müller, R. Frigg, A. Frenk., S. Bresina, Prof. K. Ito, Prof. B. Rahn, U. Lanker und R. Wieling.

Danken möchte ich ganz besonders den ehemaligen und noch tätigen Doktoranden J. Beuche, D. Sult, A. Heiss, S. Zandi und S. Eschenbach für die Zeit und Leidenschaft, die sie in ihre Arbeit investiert haben.

Ohne die finanzielle Unterstützung der AO-Forschungskommission sowie der Forschungskommission der Charité wäre eine Durchführung der Experimente nicht möglich gewesen.

Der größte Dank gilt meiner Familie – Dr. Ingrid Käab mit Ingmar, Franz und Albin - für ihre Verständnis und ihre Unterstützung für meine Arbeit.

Eidesstattliche Versicherung

gemäß Habilitationsordnung der Medizinischen Fakultät, Charité

Hiermit erkläre ich, daß

- keine staatsanwaltschaftlichen Ermittlungsverfahren gegen mich anhängig sind,
- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wurde,
- die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfasst, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen wurden, sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlerinnen oder Wissenschaftlern und technischen Hilfskräften und die Literatur vollständig angegeben sind,
- mir die geltende Habilitationsordnung bekannt ist.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'M. Kääh', with a long horizontal stroke extending to the right.

Berlin, den 10.01.05

Dr. Dr.med. Max J. Kääh